

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

特許第3151153号  
(P3151153)

(45) 発行日 平成13年4月3日(2001.4.3)

(24) 登録日 平成13年1月19日(2001.1.19)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

G 0 1 N 29/16

G 0 1 N 29/16

A 6 1 B 5/00

1 0 1

A 6 1 B 5/00

1 0 1 R

請求項の数26(全 31 頁)

(21) 出願番号 特願平8-233406

(22) 出願日 平成8年9月3日(1996.9.3)

(65) 公開番号 特開平9-145691

(43) 公開日 平成9年6月6日(1997.6.6)

審査請求日 平成10年9月8日(1998.9.8)

(31) 優先権主張番号 特願平7-241869

(32) 優先日 平成7年9月20日(1995.9.20)

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(73) 特許権者 000235727

尾股 定夫

福島県郡山市大槻町字針生北18番19号

(73) 特許権者 596099491

株式会社アクシム

福島県郡山市柏山町22-2

(72) 発明者 尾股 定夫

福島県郡山市大槻町字針生北18番19号

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外2名)

審査官 神谷 直慈

(56) 参考文献 特開 平3-81641 (J P, A)

特開 平5-322731 (J P, A)

(58) 調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, D B名)

G01N 29/00 - 29/28

(54) 【発明の名称】 周波数偏差検出回路及びそれを利用した測定器

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】 振動を発生させる振動子と、  
前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、  
前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、  
を備え、  
前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、  
前記振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、  
前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする周波数偏差検出回路。

【請求項2】 前記請求項1に記載された周波数偏差検

2

出回路において、

前記ゲイン変化補正回路は前記自励発振回路の入力位相と出力位相との位相差である入出力合成位相差を零に調節し帰還発振を促進するフェーズトランスファ機能を備え、  
前記入出力合成位相差が零になるまで前記周波数を変化させるとともに前記ゲインを上昇させることを特徴とする周波数偏差検出回路。

【請求項3】 被測定物の硬さ情報を得る硬さ測定器において、

被測定物に接触する接触要素と、  
前記接触要素を振動させる振動子と、  
前記接触要素を被測定物に接触させた状態で前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、  
前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲ

10

インを上昇させるゲイン変化補正回路と、  
を備え、  
前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、  
前記接触要素、振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、  
前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 4】 前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、  
前記機械電気振動系の周波数の変化で被測定物の硬さを測定することを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 5】 前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、  
前記機械電気振動系の位相の変化で被測定物の硬さを測定することを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 6】 前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、  
前記ゲイン変化補正回路は周波数の低下に対してゲインを上昇させ、  
前記機械電気振動系の実効共振帯域は軟質の被測定物の硬さを測定する領域で広帯域化されることを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 7】 前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、  
前記振動子は、圧電セラミック振動子、積層セラミック振動子、P V D F で形成される振動子、磁歪素子、バイモルフ振動子、水晶発振子、S A W のいずれかであることを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 8】 前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、  
前記自励発振回路は、前記振動子の振動情報を増幅する増幅回路を備えて構成されることを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 9】 前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、  
前記ゲイン変化補正回路は、バンドパスフィルタ回路、ローパスフィルタ回路、ハイパスフィルタ回路、ノッチフィルタ回路、積分回路、微分回路、ピーキング増幅回路、アクティブフィルタ回路、パッシブフィルタ回路のいずれかで構成されることを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 10】 前記請求項 8 に記載された硬さ測定器において、  
前記ゲイン変化補正回路は、前記振動子の出力と前記自励発振回路の増幅回路の入力との間に、又は前記自励発振回路の増幅回路の出力と前記振動子の入力との間に介設されたことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 11】 被測定物の硬さ情報を得る硬さ測定器において、

被測定物に接触する接触要素と、  
前記接触要素を振動させる振動子と、  
前記接触要素を被測定物に接触させた状態で前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、  
前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、  
前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、  
前記接触要素、振動子及び自励発振回路により構築される機械電気振動系と、  
前記機械電気振動系の周波数の変化を検出する周波数測定回路と、  
を備えたことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 12】 前記請求項 3 乃至請求項 11 のいずれかに記載された硬さ測定器において、  
前記ゲイン変化補正回路は前記自励発振回路の入力位相と出力位相との位相差である入出力合成位相差を零に調節し帰還発振を促進するフェーズトランスファ機能を備え、  
前記入出力合成位相差が零になるまで前記周波数を変化させるとともに前記ゲインを上昇させることを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 13】 前記請求項 11 に記載された硬さ測定器において、  
前記振動子の振動情報を検出する検出素子を備え、  
前記振動子を複数枚の圧電セラミックを積層した積層型圧電セラミック振動子で形成するとともに、前記検出素子を膜状のバイモルフ振動子で形成したことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 14】 前記請求項 11 に記載された硬さ測定器において、  
前記振動子の振動情報を検出する検出素子を備え、  
前記振動子、検出素子のそれぞれを複数枚の圧電セラミックを積層した積層型圧電セラミック振動子で形成したことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 15】 前記請求項 11 に記載された硬さ測定器において、  
前記振動子の振動情報を検出する検出素子を備え、  
前記振動子、検出素子のそれぞれを薄板形状の圧電材料で形成したことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 16】 被測定物の硬さ情報を得る硬さ測定器において、  
被測定物に接触する接触要素と、  
前記接触要素を振動させる振動子と、  
前記接触要素を被測定物に接触させた状態で前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にするフェーズロックループ回路と、  
前記フェーズロックループ回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、

を備え、

前記フェーズロック回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、

前記接触要素、振動子及びフェーズロック回路により機械電気振動系を構築し、

前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 17】 前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、

前記被測定物は生体組織であり、

前記生体組織に前記接触要素を接触させて生体組織の硬さを測定したことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 18】 前記請求項 17 に記載された硬さ測定器において、

前記生体組織は人体の皮膚、内臓、体腔、骨、歯、爪のいずれかの生体組織であり、この生体組織の硬さを測定することを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 19】 前記請求項 17 に記載された硬さ測定器において、

前記振動子が収納されかつ前記接触要素が取り付けられたプローブ本体と、

前記振動情報に基づき硬さ情報を表示するモニタと、を備えたことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 20】 前記請求項 19 に記載された硬さ測定器において、

生体組織を観察するファイバースコープユニットを備え、

前記ファイバースコープユニットの観察像を前記モニタで表示することを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 21】 前記請求項 19 に記載された硬さ測定器において、

接触針で形成された接触要素を備え、

前記接触針で形成された接触要素の周囲に配設され、生体組織に穿刺するための外針を前記プローブ本体の先端部分に備えたことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 22】 前記請求項 19 に記載された硬さ測定器において、

前記プローブ本体の先端部分を軟性チューブで形成したことを特徴とする硬さ測定器。

【請求項 23】 運動物体の加速度変化を測定する加速度測定器において、

運動物体に取り付けられ、振動を発生させる振動子と、

前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、

前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、

を備え、

前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲイン

を上昇させる周波数帯域に設定し、

前記振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、

前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする加速度測定器。

【請求項 24】 流体の粘度変化を測定する流体粘度測定器において、

流体中で振動を発生させる振動子、又は流体中に挿入された流体接触要素を振動させる振動子と、

10 前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、

前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、

を備え、

前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、

前記振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、

20 前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする流体粘度測定器。

【請求項 25】 流体の圧力変化を測定する流体圧力測定器において、

流体の圧力に応じて形状変化する流体接触要素と、

振動を発生させるとともに、前記流体接触要素の形状変化に応じて位置が変化する振動子と、

前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、

30 前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、

を備え、

前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、

前記振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、

前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする流体圧力測定器。

40 【請求項 26】 前記請求項 16、請求項 23、請求項 24、請求項 25 のいずれかに記載された測定器において、

前記ゲイン変化補正回路は前記自励発振回路の入力位相と出力位相との位相差である入出力合成位相差を零に調節し帰還共振を促進するフェーズトランスファ機能を備え、

前記入出力合成位相差が零になるまで前記周波数を変化させるとともに前記ゲインを上昇させることを特徴とする測定器。

【発明の詳細な説明】

50 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、周波数偏差検出回路及びこの周波数偏差検出回路を利用した測定器に関する。本発明は、特に硬さ測定器に関し、振動子により振動する接触要素を被測定物に接触させて被測定物の硬さを測定する硬さ測定器に関する。本発明に係る硬さ測定器は、充分に硬さ測定が行えなかった軟質の被測定物の硬さ測定、より詳細にはゴム、樹脂、食材、食品等の被測定物の硬さ測定、人体の皮膚、臓器等の生体組織を被測定物とした硬さ測定に有効である。さらに、本発明は、周波数偏差検出回路を利用した加速度測定器、流体

圧力測定器、流体粘度測定器に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、周波数の変化を利用して各種の測定を行う測定器が知られている。例えば、特公昭40-27236号公報、特開平1-189583号公報、特開平2-290529号公報等には、周波数偏差を利用し被測定物の硬さを測定する硬さ測定器が開示されている。これらの公報に開示される硬さ測定器は、超音波振動するプローブを対象物（被測定物）に接触させ、プローブの共振周波数の変化又は振動振幅の変化を検知することにより、硬さを測定する。この種の硬さ測定器においては、対象物に接触させる対物接触振動子を含む振動系が帰還ループを形成する自励発振回路により共振する。対物接触振動子又はこの対物接触振動子に機械的に結合された接触子が共振状態において対象物に接触すると、対象物のインピーダンスにより自励発振回路の発振周波数が変化し、また振動振幅が変化し、この変化から対象物の硬さ情報が得られる。この種の硬さ測定器には下記の利点がある。

【0003】（1）対象物の硬さが定量的に測定できる。

【0004】（2）電気的に対象物の硬さが測定できるので、硬さ測定時間が短い。

【0005】（3）対象物を破壊しない非破壊的な硬さ測定が行える。

【0006】このような利点を生かし、硬さ測定器は人体の皮膚、人体内の臓器等の生体組織の弾性度の測定（硬さの測定）、動植物の生体組織の弾性度の測定、工業用ロボットの触覚センサ等への応用が期待されている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】ところで、自励発振回路等で帰還ループを形成した回路により、共振振動状態の振動子に対象物が接触すると振動子に機械的インピーダンスが付加され、振動子の共振周波数及び振動振幅が変化する現象は例えば下記文献にも記載されている通り、従来から知られている。高谷 治、赤塚孝雄著、「計測と制御」、Vol.14、No.3、1975年、pp.281-292。通常、振動子を含む自励発振回路の周波数-ゲイン（電流増幅率）特性は、周波数の増加に従ってゲインが上昇

し、共振周波数を越えた時点で周波数の増加に対してゲインが減少し、共振周波数（中心周波数）で頂点を持つ山なりの特性を示す。このような周波数-ゲイン特性を持つ自励発振回路においては、特に人体の皮膚、臓器等の生体組織の弾性に富んだ軟質の対象物にある面積を持って接触した場合には、下記文献にも記載されるように、共振周波数、ゲインはいずれも減少する。S.Omat a, "Technical Digest of The9th Sensor Symposium", 1990, pp.257-260。特に、生体組織の硬さ測定は、生体組織に病変部位が存在すると生体組織の硬さが病変部位で変化し、生体組織に病変部位が存在することを簡易に診断できるので、この分野への応用が期待されている。

【0008】しかしながら、このような生体組織等の軟質の対象物の硬さ測定においては、ゲインの減少により共振周波数の変化、振動振幅の変化を十分な検出電圧として取り出すことができないので、生体組織の正確な硬さが測定できない。特に、硬さ測定器において、対物接触振動子又は接触子が対象物に接触状態で取り出す硬さ情報にはノイズが多く、このノイズが検出電圧に付加されるので、正確な硬さ情報を得ることがより難しい。さらに、硬さの測定を行う対象物には例えば軟質の対象物であっても様々の硬さを持っており、対象物毎に周波数特性が異なり、ゲインの変化量が異なるので、これら様々な対象物において正確な硬さ情報を得ることが難しかった。

【0009】本発明は上記課題を解決するためになされたものである。従って、本発明の目的は以下の通りである。

【0010】（1）本発明の第1目的は、振動子の振動情報を広帯域に渡って正確に検出でき、しかも構成が簡単に安価に製作できる周波数偏差検出回路の提供にある。

【0011】（2）本発明の第2目的は、軟質の被測定物から硬質の被測定物までの広い範囲において硬さ情報を正確に測定できる硬さ測定器の提供にある。

【0012】（3）本発明の第3目的は、前記本発明の第2目的に加えて、構成が簡単でしかも安価に製作できる硬さ測定器の提供にある。

【0013】（4）本発明の第4目的は、前記本発明の第3目的に加えて、装置の小型軽量化が実現できる硬さ測定器の提供にある。

【0014】（5）本発明の第5目的は、生体組織、特に人体の生体組織の硬さ測定を簡易にかつ確実に、医学的診断が簡易に行えるとともに、この診断に基づき病気の予防が簡易に行える硬さ測定器の提供にある。

【0015】（6）本発明の第6目的は、前記周波数偏差検出回路を利用した各種装置、具体的には加速度測定器、流体圧力測定器、流体粘度測定器の提供にある。

【0016】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため

に、請求項 1 に記載された発明は、周波数偏差検出回路において、振動を発生させる振動子と、前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、を備え、前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、前記振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする。請求項 1 に記載された発明においては、機械電気振動系の共振周波数の変化に応じてゲイン変化補正回路はゲインを上昇させる。このゲインの上昇により、振動子の振動情報としての検出電圧が増大できるので、正確に振動情報が検出できる。さらに、振動子の共振周波数の変化に対してゲインが上昇できるので、広い範囲において振動子の振動情報が正確に検出できる。

【0017】請求項 2 に記載された発明は、前記請求項 1 に記載された周波数偏差検出回路において、前記ゲイン変化補正回路は前記自励発振回路の入力位相と出力位相との位相差である入出力合成位相差を零に調節し帰還発振を促進するフェーズトランスファ機能を備え、前記入出力合成位相差が零になるまで前記周波数を変化させるとともに前記ゲインを上昇させることを特徴とする。請求項 2 に記載された発明においては、ゲイン変化補正回路にフェーズトランスファ機能を備え、機械電気振動系の周波数が変化した際に、この機械電気振動系の入出力位相差に相当する分、さらに周波数が変化できるとともに、この周波数の変化に応じてゲインが上昇できる。従って、ゲインのより一層の上昇により、振動子の振動情報としての検出電圧が増大できるので、正確な振動情報が検出できる。さらに、振動子の共振周波数の変化に対してゲインが上昇できるので、広い範囲において振動子の振動情報が正確に検出できる。

【0018】請求項 3 に記載された発明は、被測定物の硬さ情報を得る硬さ測定器において、被測定物に接触する接触要素と、前記接触要素を振動させる振動子と、前記接触要素を被測定物に接触させた状態で前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、を備え、前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、前記接触要素、振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする。請求項 3 に記載された発明においては、接触要素を被測定物に接触させた状態の時に、被測定物の硬さである機械的インピーダンスに応じて変化する機械電気振動系の共振周波数の変化に応じてゲイン変化補正回路はゲ

インを上昇させる。このゲインの上昇により、被測定物の硬さ情報としての検出電圧が増大できるので、正確な硬さ測定が行える。さらに、様々な硬さを持つ被測定物の硬さ測定においても、共振周波数の変化に対してゲインが上昇できるので、軟質の被測定物から硬質の被測定物までの広い範囲において硬さ情報を正確に測定できる。

【0019】請求項 4 に記載された発明は、前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、前記機械電気振動系の周波数の変化で被測定物の硬さを測定することを特徴とする。

【0020】請求項 5 に記載された発明は、前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、前記機械電気振動系の位相の変化で被測定物の硬さを測定することを特徴とする。

【0021】請求項 6 に記載された発明は、前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、前記ゲイン変化補正回路は周波数の低下に対してゲインを上昇させ、前記機械電気振動系の実効共振帯域は軟質の被測定物の硬さを測定する領域で広帯域化されることを特徴とする。

【0022】請求項 7 に記載された発明は、前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、前記振動子は、圧電セラミック振動子、積層セラミック振動子、PVD F で形成された振動子、磁歪素子、パイモルフ振動子、水晶発振子、SAW のいずれかであることを特徴とする。

【0023】請求項 8 に記載された発明は、前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、前記自励発振回路は、前記振動子の振動情報を増幅する増幅回路を備えて構成されることを特徴とする。

【0024】請求項 9 に記載された発明は、前記請求項 3 に記載された硬さ測定器において、前記ゲイン変化補正回路は、バンドパスフィルタ回路、ローパスフィルタ回路、ハイパスフィルタ回路、ノッチフィルタ回路、積分回路、微分回路、ピーキング増幅回路、アクティブフィルタ回路、バッシブルフィルタ回路のいずれかで構成されることを特徴とする。

【0025】請求項 10 に記載された発明は、前記請求項 8 に記載された硬さ測定器において、前記ゲイン変化補正回路は、前記振動子の出力と前記自励発振回路の増幅回路の入力との間に、又は前記自励発振回路の増幅回路の出力と前記振動子の入力との間に介設されたことを特徴とする。

【0026】請求項 11 に記載された発明は、被測定物の硬さ情報を得る硬さ測定器において、被測定物に接触する接触要素と、前記接触要素を振動させる振動子と、前記接触要素を被測定物に接触させた状態で前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯

域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、前記接触要素、振動子及び自励発振回路により構築される機械電気振動系と、前記機械電気振動系の周波数の変化を検出する周波数測定回路と、を備えたことを特徴とする。

【0027】請求項12に記載された発明は、前記請求項3乃至請求項11のいずれかに記載された硬さ測定器において、前記ゲイン変化補正回路は前記自励発振回路の入力位相と出力位相との位相差である入出力合成位相差を零に調節し帰還発振を促進するフェーズトランスファ機能を備え、前記入出力合成位相差が零になるまで前記周波数を変化させるとともに前記ゲインを上昇させることを特徴とする。請求項12に記載された発明においては、ゲイン変化補正回路にフェーズトランスファ機能を備え、機械電気振動系の周波数が変化した場合に、この機械電気振動系の入出力位相差に相当する分、さらに周波数が変化できるとともに、この周波数の変化に応じてゲインが上昇できる。従って、ゲインのより一層の上昇により、振動子の振動情報としての検出電圧が増大できるので、正確な硬さ測定が行える。さらに、振動子の共振周波数の変化に対してゲインが上昇できるので、軟質の被測定物から硬質の被測定物まで広い範囲において正確な硬さ測定が行える。

【0028】請求項13に記載された発明は、前記請求項11に記載された硬さ測定器において、前記振動子の振動情報を検出する検出素子を備え、前記振動子を複数枚の圧電セラミックを積層した積層型圧電セラミック振動子で形成するとともに、前記検出素子を膜状のバイモルフ振動子で形成したことを特徴とする。

【0029】請求項14に記載された発明は、前記請求項11に記載された硬さ測定器において、前記振動子の振動情報を検出する検出素子を備え、前記振動子、検出素子のそれぞれを複数枚の圧電セラミックを積層した積層型圧電セラミック振動子で形成したことを特徴とする。

【0030】請求項15に記載された発明は、前記請求項11に記載された硬さ測定器において、前記振動子の振動情報を検出する検出素子を備え、前記振動子、検出素子のそれぞれを薄板形状の圧電材料で形成したことを特徴とする。

【0031】請求項16に記載された発明は、被測定物の硬さ情報を得る硬さ測定器において、被測定物に接触する接触要素と、前記接触要素を振動させる振動子と、前記接触要素を被測定物に接触させた状態で前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にするフェーズロック回路と、前記フェーズロック回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、を備え、前記フェーズロック回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波

数帯域に設定し、前記接触要素、振動子及びフェーズロック回路により機械電気振動系を構築し、前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする。

【0032】請求項17に記載された発明は、前記請求項3に記載された硬さ測定器において、前記被測定物は生体組織であり、前記生体組織に前記接触要素を接触させて生体組織の硬さを測定したことを特徴とする。

【0033】請求項18に記載された発明は、前記請求項17に記載された硬さ測定器において、前記生体組織は人体の皮膚、内臓、体腔、骨、歯、爪のいずれかの生体組織であり、この生体組織の硬さを測定することを特徴とする。

【0034】請求項19に記載された発明は、前記請求項17に記載された硬さ測定器において、前記振動子が収納されかつ前記接触要素が取り付けられたブロープ本体と、前記振動情報に基づき硬さ情報を表示するモニターと、を備えたことを特徴とする。

【0035】請求項20に記載された発明は、前記請求項19に記載された硬さ測定器において、生体組織を観察するファイバースコープユニットを備え、前記ファイバースコープユニットの観察像を前記モニターで表示することを特徴とする。

【0036】請求項21に記載された発明は、前記請求項19に記載された硬さ測定器において、接触針で形成された接触要素を備え、前記接触針で形成された接触要素の周囲に配設され、生体組織に穿刺するための外針を前記ブロープ本体の先端部分に備えたことを特徴とする。

【0037】請求項22に記載された発明は、前記請求項19に記載された硬さ測定器において、前記ブロープ本体の先端部分を軟性チューブで形成したことを特徴とする。

【0038】請求項23に記載された発明は、運動物体の加速度変化を測定する加速度測定器において、運動物体に取り付けられ、振動を発生させる振動子と、前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、を備え、前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、前記振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする。

【0039】請求項24に記載された発明は、流体の粘度変化を測定する流体粘度測定器において、流体中で振動を発生させる振動子、又は流体中に挿入された流体接触要素を振動させる振動子と、前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、前記自励発振回



路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、を備え、前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、前記振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする。

【0040】請求項25に記載された発明は、流体の圧力変化を測定する流体圧力測定器において、流体の圧力に応じて形状変化する流体接触要素と、振動を発生させるとともに、前記流体接触要素の形状変化に応じて位置が変化する振動子と、前記振動子の振動情報を帰還し共振状態にする自励発振回路と、前記自励発振回路に設けられ、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路と、を備え、前記自励発振回路の中心周波数を、前記ゲイン変化補正回路の周波数帯域であって周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に設定し、前記振動子及び自励発振回路により機械電気振動系を構築し、前記機械電気振動系の実効共振帯域を広帯域化したことを特徴とする。

【0041】請求項26に記載された発明は、前記請求項16、請求項23、請求項24、請求項25のいずれかに記載された測定器において、前記ゲイン変化補正回路は前記自励発振回路の入力位相と出力位相との位相差である入出力合成位相差を零に調節し帰還振発を促進するフェーズトランスファ機能を備え、前記入出力合成位相差が零になるまで前記周波数を変化させるとともに前記ゲインを上昇させることを特徴とする。

【0042】

【発明の実施の形態】

#### 実施形態1

<硬さ測定器のシステム構成>本発明の実施形態1は周波数偏差回路を利用した硬さ測定器について説明する。図1は本発明の実施形態1に係る硬さ測定器の全体構成図である。本実施形態に係る硬さ測定器は、硬さを測定する測定者が把持するハンドピース1及びこのハンドピース1の外部に配置された制御ユニット10を備える。

【0043】前記ハンドピース1は略有底円筒状のケーシング2で形成され、このケーシング2の軸心部分には振動子3が配設される。振動子3は円筒形状で形成され、本実施形態において振動子3には圧電セラミック振動子が使用される。図2は前記振動子3の要部断面図である。振動子3は、陽極として使用される第1電極3A、陰極として使用される第2電極3C、及び前記第1電極3Aと第2電極3Cとの間に形成された圧電結晶体3Bで形成される。圧電結晶体3Bは円筒形状で形成される。第1電極3Aは、圧電結晶体3Bの内周面に形成され、円筒形状を有する。第2電極3Cは、圧電結晶体3Bの外周面に形成され、同様に円筒形状を有する。第2電極3Cは接地される。振動子3においては、第1電

極3Aと第2電極3Cとの間に時間変動する電圧が印加されることにより、圧電結晶体3Bが機械的振動を行う。なお、本実施形態に係る硬さ測定器においては、圧電セラミック振動子に代えて、振動子3に水晶発振子、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）で形成された振動子、磁歪素子、SAW（表面弾性波素子）のいずれかが使用できる。

【0044】前記振動子3には振動伝達部材4を介して接触要素（接触子）5が機械的に結合される。振動伝達部材4の一端側は、振動子3の中心部分に取り付けられ、振動子3の第2電極3Aの内側に接着剤により結合される。振動伝達部材4の他端側は、ケーシング2内部を軸方向に延設され、接触要素5に接着剤により結合される。接触要素5は、図1に示すように、被測定物Hと接触する側の先端部が閉塞された有底円筒体により形成される。この接触要素5には軸心穴5Aが形成され、軸心穴5Aの内部には振動伝達部材4の他端が挿入される。接触要素5の軸心穴5Aと振動伝達部材4との間は接着固定される。

【0045】前記接触要素5はケーシング2の被測定物H側の先端部分に形成された振動保持穴2A内部に取り付けられ、接触要素5の被測定物H側の先端部分はケーシング2の先端から外側に突出する。振動保持穴2Aの内部に取り付けられた接触要素5は軸心方向において自由に移動（振動）できる。前記振動保持穴2Aの内面にはこの内面に沿ってリング形状の溝2Bが形成され、この溝2Bには弾性部材6が装着される。接触要素5は前記弾性部材6を介してケーシング2の振動保持穴2Aに保持される。振動子3から振動伝達部材4を通して接触要素5に伝達される振動は弾性部材6により吸収され、振動がハンドピース1に伝達されない。弾性部材6には例えばOリングが使用される。なお、本実施形態に係る硬さ測定器においては、弾性部材6は後述する電気機械振動系の振動の節部、具体的には振動伝達部材4と接触要素5との接続部分であってケーシング2と接触要素5との間に形成される。なお、弾性部材6の配置位置は必ずしもこの位置に限定されない。つまり、弾性部材6は、機械電気振動系とケーシング2との間であって、機械電気振動系の振動がケーシング2側に伝達されず、かつケーシング2側から機械電気振動系の振動に影響を与えない配置位置ならどこでも配置できる。

【0046】前記振動子3の外周部分においてケーシング2内部には検出素子7が配設される。検出素子7は、陰極として使用される第1電極7A、陽極として使用される第2電極7C、及び前記第1電極7Aと第2電極7Cとの間に形成された圧電結晶体7Bで形成される。検出素子7の第1電極7Aは振動子3の第2電極3Cを兼用し使用され（同一の電極が使用され）、この第1電極7Aは振動子3の外周面に形成され円筒形状を有する。圧電結晶体7Bは第1電極7Aの外周面に形成され円筒

形状を有する。第2電極7Cは圧電結晶体7Bの外周面に形成され円筒形状を有する。検出素子7は基本的には振動子3と同様に圧電セラミック振動子で形成される。検出素子7は、振動子3で発生させる振動に協調して振動し、この振動を電気信号として取り出すセンサとして使用される。検出素子7からは振動子3の振動振幅、周波数、位相をモニタできる硬さ情報が検出電圧として出力される。

【0047】前記硬さ測定器の制御ユニット10は自励発振回路11、ゲイン変化補正回路13、電圧測定回路14及び周波数測定回路15を備える。自励発振回路11は増幅回路12を備え、この増幅回路12の入力端子は検出素子7の出力端子(第2電極7C)に接続される。つまり、増幅回路12の入力端子は検出素子7を介して間接的に振動子3の出力端子に接続される。増幅回路12の出力端子はゲイン変化補正回路13を介して振動子3の入力端子(第1電極3A)に接続される。

【0048】前記自励発振回路11は、振動子3、検出素子7及び増幅回路12を含み、振動子3の振動情報を検出素子7で電気信号として取り出し、増幅回路12で電気信号を増幅した後に振動子3に帰還する帰還ループを形成する。自励発振回路11は、振動子3の振動情報を検出素子7、増幅回路12をそれぞれ通して振動子3に帰還し、振動子3を共振状態にする、電気振動系を構築する。一方、振動子3、振動伝達部材4及び接触要素5は、振動子3の振動情報を振動伝達部材4、接触要素5のそれぞれを通して被測定物Hに伝達する機械振動系を構築する。すなわち、本実施形態に係る硬さ測定器は機械振動系と電気振動系とが結合された機械電気振動系を構築する。自励発振回路11のゲインは自励発振回路11の駆動電圧にはほぼ比例する。この自励発振回路11の入力端子(機械電気振動系の入力端子)は振動子3の出力端子に相当し、自励発振回路11の出力端子(機械電気振動系の出力端子)は振動子3の入力端子に相当する。

【0049】前記ゲイン変化補正回路13は、前記機械電気振動系の共振周波数の変化に対してゲインを上昇させ、このゲインの上昇により検出電圧を上昇させる機能を備える。さらに、ゲイン変化補正回路13は、自励発振回路11の入力位相と出力位相との位相差である入出力合成位相差を零に調節し帰還発振を促進するフェーズトランスファ機能を備え、入出力合成位相差が零になるまで周波数を変化させるとともにこの周波数の変化に応じてゲインをさらに上昇させる機能を備える。本実施形態において、ゲイン変化補正回路13には、周波数の変化に対してゲインが変化する周波数-ゲイン特性を有するフィルタ回路が使用される。図3はゲイン変化補正回路13に使用される一例のフィルタ回路の回路構成図である。このフィルタ回路は、抵抗素子R1、R2、R3、R4、容量素子C1、C2、C3、C4、及び増幅

回路AMPを備える。抵抗素子R1は10KΩ、抵抗素子R2は220Ω、抵抗素子R3は470KΩ、抵抗素子R4は2.2KΩにそれぞれ設定される。増幅回路AMPには電源端子V1から12Vの電源が供給される。基準電源端子V2は-12Vに設定される。図中、符号V<sub>in</sub>は信号の入力端子、符号V<sub>out</sub>は信号の出力端子である。このフィルタ回路はバンドパスフィルタ回路の特性を備える。前記フィルタ回路の入力端子V<sub>in</sub>は自励発振回路11を構成する増幅回路12の出力端子に接続され、出力端子V<sub>out</sub>は振動子3の第1電極3A(振動子3の入力端子)に接続される。また、ゲイン変化補正回路13は振動子3と自励発振回路11の増幅回路12との間に配置することもできる。この場合には、前記フィルタ回路の入力端子V<sub>in</sub>は検出素子7の第2電極7C(振動子3の出力端子)に接続され、出力端子V<sub>out</sub>は増幅回路12の入力端子に接続される。

【0050】本実施形態に係る硬さ測定器においては、ゲイン変化補正回路13はバンドパスフィルタ回路だけに限定されない。すなわち、ゲイン変化補正回路13には周波数の変化に対してゲインを上昇しこのゲインの上昇により検出電圧を増加する特性を備えていれば良いので、ローパスフィルタ回路、ハイパスフィルタ回路、ノッチフィルタ回路、積分回路、微分回路、ピーキング増幅回路のいずれかが使用できる。

【0051】前述の図1に示す制御ユニット10の電圧測定回路14、周波数測定回路15はそれぞれゲイン変化補正回路13に接続される。具体的には図3に示すフィルタ回路(ゲイン変化補正回路13)の出力端子V<sub>out</sub>に電圧測定回路14、周波数測定回路15のそれぞれが接続される。電圧測定回路14は機械電気振動系の電圧変化を測定する。周波数測定回路15は機械電気振動系の周波数変化を測定する。本実施形態に係る硬さ測定器は前述のように構築される機械電気振動系の周波数の変化で硬さを測定でき、さらにゲイン変化補正回路13によりゲインを上昇し検出電圧そのものを増幅できる。本実施形態に係る硬さ測定器においては、制御ユニット10の電圧測定回路14及び周波数測定回路15により被測定物Hの硬さ情報がモニタできる。なお、電圧測定回路14、周波数測定回路15は、必ずしもゲイン変化補正回路13の出力側に接続される必要はなく、基本的には機械電気振動系に接続されていればよい。

【0052】＜硬さ測定器の基本動作原理＞次に、前述の硬さ測定器の基本動作原理について説明する。図4は前記自励発振回路11、ゲイン変化補正回路13のそれぞれの周波数特性を合成した総合周波数特性を示す周波数-ゲイン-位相特性曲線図である。横軸は周波数を示し、縦軸はゲイン、位相のそれぞれを示す。特性曲線TGは、振動子3の出力端子(実際には検出素子7の出力端子)から出力され、ゲイン変化補正回路13を通して再び振動子3の入力端子に帰還される自励発振回路11の



周波数-ゲイン特性曲線である。周波数-ゲイン特性曲線TGは自励発振回路11の周波数特性にゲイン変化補正回路13の周波数特性を合成した総合周波数特性である。この周波数-ゲイン特性曲線TGは、低周波数側の帯域において周波数の増加とともにゲインが上昇し、共振周波数 $f_1$ の帯域でゲインが最大になり、高周波数側の帯域においてゲインが減少する、山なり形状の曲線を描く。特性曲線 $\theta_{11}$ は自励発振回路11の入力位相と出力位相との差である入出力位相差を示す位相特性である。

【0053】本実施形態に係る硬さ測定器においては、周波数-ゲイン特性曲線TGのゲイン極大値TGPを示す共振周波数 $f_1$ で自励発振回路11の入出力位相差が零になる調節がなされる。すなわち、自励発振回路11において、振動子3から出力される共振周波数の位相（入力位相） $\theta_1$ とゲイン変化補正回路13から出力される振動子3の入力端子に帰還されるゲイン上昇後の位相（出力位相） $\theta_2$ との位相差である入出力合成位相差 $\theta_{11}$ が零（ $\theta_{11} = \theta_1 + \theta_2 = 0$ ）に調整される。この入出力合成位相差 $\theta_{11}$ の調節により、ゲイン変化補正回路13を含む自励発振回路11の入力位相 $\theta_1$ と出力位相 $\theta_2$ との間に位相差が存在する場合には入出力合成位相差 $\theta_{11}$ が零になるまで帰還が繰り返行われ、入出力合成位相差 $\theta_{11}$ が零になった時点で発振が行われる。この結果、自励発振回路11の帰還発振が確実に行え、又帰還発振が促進される。入出力合成位相差 $\theta_{11}$ の調節は本実施形態に係る硬さ測定器においてゲイン変化補正回路13で行われる。ゲイン変化補正回路13は周波数特性において中心周波数を調節することにより簡易に入出力合成位相差 $\theta_{11}$ の調節を実現できる。

【0054】図5は前記自励発振回路11、ゲイン変化補正回路13のそれぞれの周波数特性を示す周波数-ゲイン-位相特性曲線図である。横軸は周波数を示し、縦軸はゲイン、位相のそれぞれを示す。特性曲線13Gはゲイン変化補正回路13の周波数-ゲイン特性曲線である。周波数-ゲイン特性曲線13Gは、低周波数側の帯域において周波数の増加とともにゲインが上昇し、中心周波数の帯域でゲインが最大になり、高周波数側の帯域においてゲインが減少する、山なり形状の曲線を描く。特性曲線 $\theta_{11}$ はゲイン変化補正回路13の入出力位相差を示す位相特性である。特性曲線MGはゲイン変化補正回路13を除く自励発振回路11つまり機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線である。周波数-ゲイン特性曲線MGは、中心周波数の帯域及びゲイン極大値は異なるが、基本的にはゲイン変化補正回路13の周波数特性と同様に、山なりの曲線を描く。この機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGは接触要素5を被測定物Hに接触させていない状態にある。

【0055】本実施形態に係る硬さ測定器においては、周波数-ゲイン特性曲線MG、13Gにそれぞれ示すよ

うに、機械電気振動系のゲイン極大値P1が示す中心周波数 $f_1$ とゲイン変化補正回路13のゲイン最大値13GPが示す中心周波数 $f_2$ とは異なり意図的にずらした周波数帯域に設定される。ここでは、軟質の被測定物H、例えば人体の皮膚、人体内部の臓器等の軟質の被測定物Hに接触要素5を接触した場合にゲインを上昇させるので、機械電気振動系の中心周波数 $f_1$ に対してゲイン変化補正回路13の中心周波数 $f_2$ は低い周波数帯域に設定される。なお、硬質の被測定物H、例えば金属や人体の骨、歯等の硬質の被測定物Hに接触要素5を接触した場合にゲインを上昇させるには、機械電気振動系の中心周波数 $f_1$ に対してゲイン変化補正回路13の中心周波数 $f_2$ は高い周波数帯域に設定される。

【0056】本実施形態に係る硬さ測定器の接触要素5を軟質の被測定物Hに接触させると、被測定物Hの機械的インピーダンス又は音響インピーダンスの増加により振動子3の振動モードが変化し、機械電気振動系の周波数特性が変化する。すなわち、機械電気振動系の共振周波数、ゲイン、位相、振動振幅を含む振動情報がいずれも変化する。周波数は軟質の被測定物Hのインピーダンスにより低周波数帯域側に変化する。ゲイン極大値は、本来は減少するが、本実施形態に係る硬さ測定器においてはゲイン変化補正回路13のゲイン上昇機能により逆に上昇する。つまり、機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGのゲイン極大値は、ゲイン極大値P1からゲイン変化補正回路13の周波数-ゲイン特性曲線13Gに沿って変化し、ゲイン極大値P1から上昇する方向に変化する。接触要素5が軟質の被測定物Hに接触した瞬間においては、機械電気振動系の中心周波数 $f_1$ から被測定物Hのインピーダンスで決まる共振周波数 $f_{11}$ まで周波数が変化する。つまり、機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGは周波数-ゲイン特性曲線MG1に変化する。周波数-ゲイン特性曲線MG1に示すように、ゲイン極大値P1はゲイン極大値P11に変化し、ゲインG1はゲインG11に変化するので、ゲインは上昇する。この周波数の変化及びゲインの変化を含む振動情報は検出素子7により検出され、この検出素子7で検出された振動情報は自励発振回路11の帰還ループにより振動子3に帰還される。

【0057】自励発振回路11の帰還ループには抵抗素子と容量素子とを組み合わせた回路が含まれているので、自励発振回路11の入力位相 $\theta_1$ と出力位相 $\theta_2$ との間には必ず位相差 $\Delta\theta$ が存在する。ここで、ゲイン変化補正回路13はフェーズトランスファ機能を備えており、ゲイン変化補正回路13を含む帰還ループの入出力合成位相差 $\theta_{11}$ が零になる調節をしているので、入出力合成位相差 $\theta_{11}$ が零になる帰還発振の安定点に到達するまで、周波数はさらに変化し、ゲインはさらに上昇する。すなわち、機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MG1は周波数-ゲイン特性曲線MG2に変化し、共

振周波数  $f_{11}$  は共振周波数  $f_{12}$  に変化する。この共振周波数  $f_{12}$  への変化に伴い、ゲイン極大値  $P_{11}$  はゲイン極大値  $P_{12}$  に変化する、ゲイン  $G_{11}$  はゲイン  $G_{12}$  に変化する、ゲインはさらに上昇する。すなわち、位相差  $\Delta\theta$  に相当する分、機械電気振動系の中心周波数  $f_{11}$  は共振周波数  $f_{12}$  まで連続的に変化するとともに、ゲイン  $G_{11}$  はゲイン  $G_{12}$  まで連続的に上昇する。結果的に、機械電気振動系において、周波数変化量  $\Delta f$  が得られるとともにゲイン変化量  $\Delta G$  が得られる。機械電気振動系の周波数変化量  $\Delta f$ 、ゲイン変化量  $\Delta G$  がそれぞれ得られた時点で入出力合成位相差  $\theta_{11}$  が零になり、自励発振回路 11 は帰還発振する。

【0058】本実施形態に係る硬さ測定器においては、軟質の被測定物 H に接触要素 5 を接触する前と接触した後の周波数変化量  $\Delta f$  を硬さ情報として検出することにより、軟質の被測定物 H の硬さが測定できる。同様に、本実施形態に係る硬さ測定器においては、軟質の被測定物 H に接触要素 5 を接触する前と接触した後の位相差  $\Delta\theta$  を硬さ情報として検出することにより、軟質の被測定物 H の硬さが測定できる。しかも、本実施形態に係る硬さ測定器においては、周波数変化量  $\Delta f$ 、位相差  $\Delta\theta$  のそれぞれの変化分に対応してゲインが上昇できるので（ゲイン変化量  $\Delta G$  が得られるので）、硬さ測定に充分な検出電圧が得られる。

【0059】本実施形態に係る硬さ測定器において、ここでは軟質の被測定物 H の硬さ測定に適した調節がなされているので、硬質の被測定物 H に接触要素 5 を接触させた場合には周波数、ゲイン、位相、振動振幅はいずれも変化するが、ゲインは上昇しない。図 6 は前記自励発振回路 11、ゲイン変化補正回路 13 のそれぞれの周波数特性を示す周波数-ゲイン-位相特性曲線図である。特性曲線 MG 3 は接触要素 5 を硬質の被測定物 H に接触させた状態での機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線である。接触要素 5 を硬質の被測定物 H に接触させると、接触した瞬間に被測定物 H のインピーダンスで決まる共振周波数まで周波数が変化する。そして、引き続き位相差  $\Delta\theta$  に相当する分、すなわち入出力合成位相差  $\theta_{11}$  が零になり帰還発振が行われる共振周波数  $f_{11}$  まで周波数が変化する。周波数の変化は高帯域側にシフトし、周波数変化量  $\Delta f$  は入出力合成位相差  $\theta_{11}$  が零になるまで周波数が変化するので大きくなる。結果的に、機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線 MG 1 は周波数-ゲイン特性曲線 MG 3 に変化する。ゲイン極大値  $P_{11}$  は帰還発振が行われる安定点まで変化するゲイン極大値  $P_{13}$  に変化する。

【0060】本実施形態に係る硬さ測定器のゲイン変化補正回路 13 にはゲイン上昇機能とフェーズトランスファ機能とが共に備えられているが、本発明においてはゲイン変化補正回路 13 にゲイン上昇機能だけを備えてもよい。

【0061】なお、振動子の共振周波数と振動子に接触させた物質の機械的特性との関係については下記文献に記載があり、また同文献の式 (11) に関係式が記載される。尾股定夫著、医用電子と生体工学、第 2 巻第 1 号 (1990 年 3 月)、第 1 頁-第 4 頁、「圧電型バイプロメータによる軟組織の硬さ測定とその解析」。

【0062】＜硬さ測定器の使用法＞次に、本実施形態に係る硬さ測定器の使用法について説明する。前述の図 1 に示す硬さ測定器において、まず自励発振回路 11 により振動子 3、検出素子 7、振動伝達部材 4、接触要素 5 を含む機械電気振動系を共振状態に振動させ、硬さ測定器の起動が行われる。この振動状態の機械電気振動系の振動情報、つまり周波数、ゲイン、位相、振動振幅はそれぞれゲイン変化補正回路 13 の出力端子から出力され、電圧測定回路 14 により検出電圧がモニタされ、周波数測定回路 15 により周波数がモニタされる。硬さ測定を行う測定者は、ハンドピース 1 を手に持ち、共振振動している接触要素 5 の先端を被測定物 H に接触させる。

【0063】このとき、電圧測定回路 14、周波数測定回路 15 のそれぞれでモニタされる機械電気振動系の検出電圧及び周波数は被測定物 H の硬さに応じて以下のように変化する。被測定物 H が例えば人体の皮膚、人体内の臓器等の生体組織の弾性度が高い、又はゴム等の弾性度が高い軟質の被測定物 H である場合には、被測定物 H の機械的インピーダンス又は音響インピーダンスが低いので、機械電気振動系の共振周波数が低下する。前述の図 5 に示すように、接触要素 5 が被測定物 H に接触する前の状態においては、機械電気振動系は中心周波数  $f_{11}$  でゲイン極大値  $P_{11}$  を持つ特性曲線 MG で示される周波数-ゲイン特性を有する。本実施形態に係る硬さ測定器は共振周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路 13 を備え、このゲイン変化補正回路 13 においては接触要素 5 を軟質の被測定物 H に接触した状態のときの周波数の変化に対してゲインを上昇させる設定がなされている。従って、接触要素 5 を軟質の被測定物 H に接触させた場合には機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線 MG がゲイン変化補正回路 13 の周波数-ゲイン特性曲線 13G により補正され、図 5 中、矢印 Q 1 に示す方向に機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線 MG がシフトする。さらに、ゲイン変化補正回路 13 はフェーズトランスファ機能を備え、自励発振回路 11 で構築される帰還ループ（閉回路）の入出力合成位相差  $\theta_{11}$  が零に調節されているので、位相差  $\Delta\theta$  に相当する分、周波数の変化量が助長され、この周波数の変化に従いゲインの上昇が助長される。そして、適当な帰還発振の安定点において周波数の変化、及びゲインの上昇が停止し、機械電気振動系の帰還発振がなされる。つまり、機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線 MG は周波数-ゲイン特性曲線 MG 2 に変化する、ゲイン極大値  $P_{11}$  か

らゲイン極大値  $P12$  までゲインが上昇する。

【0064】一方、本実施形態に係る硬さ測定器は特に軟質の被測定物Hの硬さ測定に適した設定をしているので、被測定物Hが例えば常温の鉄、合金等、硬質の被測定物Hである場合には、この硬質の被測定物Hに接触要素5の先端を接触させると音響インピーダンスが高いので、周波数は変化するが、ゲインは上昇しない。すなわち、前述の図6に示すように、機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGは矢印Q2に示す方向にシフトし、機械電気振動系は周波数-ゲイン特性曲線MG3になる。ゲインは低下するが、周波数の変化量はフェーズトランスファ機能により助長され、この周波数の変化量を周波数測定回路15でモニタすることにより硬質の被測定物Hの硬さが測定できる。硬質の被測定物Hの硬さ測定において、周波数の変化量とともにゲインの上昇を高めるには、ゲイン変化補正回路13の周波数-ゲイン特性曲線13Gにおいて周波数の増加とともにゲインが増加する周波数帯域（低周波数帯域側）に機械電気振動系の中心周波数を設定する。

【0065】このように本実施形態に係る硬さ測定器においては、機械電気振動系の電圧変化を電圧測定回路14で、共振周波数の変化を周波数測定回路15でそれぞれモニタすることにより、被測定物Hの硬さを測定することができる。

【0066】＜硬さ測定結果＞図7は実際の硬さ測定を行うシステム構成図である。硬さ測定器のハンドピース1は力量計30を介して測定器支持台31に支持された状態において、硬さ測定が行われる。力量計30は硬さ測定器の接触要素5と被測定物Hとの接触状態の押圧力を測定できる。

【0067】図8は本実施形態に係る硬さ測定器、従来技術に係る硬さ測定器のそれぞれにおける周波数の変化量及び検出電圧の変化量と押圧力との関係を示す図である。横軸は力量計30で測定した押圧力Fを示し、縦軸は共振周波数の変化量 $\Delta f$ 及び検出電圧の変化量 $\Delta V$ を示す。被測定物Hには硬さが異なる2種類の被測定物H<sub>1</sub>、H<sub>2</sub>が使用される。曲線S<sub>1</sub>、S<sub>2</sub>はそれぞれ本実施形態に係る硬さ測定器において押圧力に対する周波数の変化量及び検出電圧の変化量を示す。曲線S<sub>1</sub>は被測定物H<sub>1</sub>の変化量を、曲線S<sub>2</sub>は被測定物H<sub>2</sub>の変化量をそれぞれ示す。曲線T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>はそれぞれ従来技術に係る硬さ測定器において押圧力に対する周波数の変化量及び電圧の変化量を示す。曲線T<sub>1</sub>は被測定物H<sub>1</sub>の変化量を、曲線T<sub>2</sub>は被測定物H<sub>2</sub>の変化量をそれぞれ示す。

【0068】同図8に示すように、従来技術に係る硬さ測定器においては、2種類の被測定物H<sub>1</sub>、H<sub>2</sub>のそれぞれの硬さ（音響インピーダンス）の違いに対して、周波数の変化量及び検出電圧の変化量が小さい。つまり、軟質、硬質を問わず被測定物Hの硬さ測定に際して、充

分な周波数の変化量及び検出電圧の変化量が得られない。これに対して、本実施形態に係る硬さ測定器においては、2種類の被測定物H<sub>1</sub>、H<sub>2</sub>のそれぞれの硬さの違いに対して、周波数の変化量及び検出電圧の変化量が大きい。さらに、本実施形態に係る硬さ測定器の周波数の変化量及び電圧の変化量は従来技術に係る硬さ測定器の周波数の変化量及び検出電圧の変化量に比べてはるかに大きくなる。すなわち、本実施形態に係る硬さ測定器においては、被測定物Hのわずかな硬さ（音響インピーダンス）の違いにより共振周波数の変化量及び検出電圧の変化量を大きくできる特徴がある。

【0069】このように、硬さ測定器にゲイン変化補正回路13を備え、このゲイン変化補正回路13の周波数の変化に対してゲインを上昇させる周波数帯域に機械電気振動系の共振周波数を設定することにより、被測定物Hのわずかな硬さの違いに対して、周波数の変化に応じてゲインが上昇するので、硬さ測定に十分な検出電圧が得らる。しかも、材質は異なるが同様な硬さで同様な周波数特性を有する被測定物Hの硬さ測定においても、わずかな位相差が存在すればゲイン変化補正回路13のフェーズトランスファ機能により位相差を打ち消し入出力合成位相差が零になるまで周波数の変化量が助長され、さらにゲインを上昇できるので、硬さ測定に十分な検出電圧が得られる。さらに、様々な硬さを持つ被測定物の硬さ測定においても、周波数の変化量を助長しゲインの上昇を行えるので、軟質の被測定物Hから硬質の被測定物Hまでの広い範囲において硬さ測定が実現できる。つまり、硬さ測定器において、機械電気振動系の実効共振周波数帯域が広帯域化され、あらゆる硬さの被測定物Hについて硬さ測定が実現できる。

【0070】さらに、本実施形態に係る硬さ測定器においては、抵抗素子、容量素子等を単純に組み合わせたフィルタ回路でゲイン変化補正回路13が簡易に実現できるので、複雑な回路構成を備える必要がなく、シンプルなシステム構成で、しかも安価に製作することができる。

【0071】＜変形例1＞図9、図10はそれぞれ本実施形態1の変形例1に係る硬さ測定器の周波数-ゲイン特性曲線図である。図9に示す周波数-ゲイン特性曲線は、ゲイン変化補正回路13にローパスフィルタ回路を使用した場合において、このゲイン変化補正回路13の周波数-ゲイン特性曲線13G1及び機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGを示す。この硬さ測定器においては、基本的には前述のバンドパスフィルタ回路（図3参照）を使用した場合と同様に、特に軟質の被測定物Hに接触要素5を接触させた場合に周波数が変化し、この周波数の変化量を助長し、この周波数の変化に応じてゲインが上昇できる。前述と同様に、ゲイン変化補正回路13にはゲイン上昇機能及びフェーズトランスファ機能の双方が備えられているので、この双方の機能

により周波数の変化量が大きく、かつゲインの上昇率が大きくなる。このゲインの上昇により、硬さ測定に十分な検出電圧が得られる。

【0072】一方、図10に示す周波数-ゲイン特性曲線は、ゲイン変化補正回路13にハイパスフィルタ回路を使用した場合において、このゲイン変化補正回路13の周波数-ゲイン特性曲線13G2及び機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGを示す。この硬さ測定器は、鉄、合金等の金属、人体の骨、歯等の比較的硬い生体組織等、特に硬質の被測定物Hの硬さ測定に適している。すなわち、この硬さ測定器においては、硬質の被測定物Hに接触要素5を接触させた場合に周波数が変化し、この周波数の変化量を助長し、この周波数の変化に応じてゲインが上昇できる。図10中、硬質の被測定物Hに接触要素5を接触しない状態の機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGは周波数-ゲイン特性曲線MG3に変化する。ゲインの上昇により、硬さ測定に十分な検出電圧が得られる。なお、この硬さ測定器においては、軟質の被測定物Hに接触要素5を接触させた場合、機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGは周波数-ゲイン特性曲線MG2に変化し、ゲインは減少する。

【0073】<変形例2>図11は本実施形態1の変形例2に係る硬さ測定器の全体構成図である。この硬さ測定器は、積層型圧電セラミック振動子で形成された振動子3及び膜状のバイモルフ振動子で形成された検出素子7を備える。この振動子3及び検出素子7は機械電気振動系を構築する。前記振動子3を形成する積層型圧電セラミック振動子は、リング形状を有する圧電セラミックを振動伝達部材4の周囲に接着固定するとともにこの圧電セラミックを振動伝達部材4の軸心方向に沿って複数枚積層し構成される。積層型圧電セラミック振動子は小型であるが、入力電圧に対して大きな振幅が得られる。

【0074】前記バイモルフ振動子で形成された検出素子7は振動子(積層型圧電セラミック振動子)3の外周面に貼り付けられる。この検出素子7は膜状で形成されるので、軽量でありかつハンドピース1のケーシング2内において収納のためのスペースをほとんど必要としない。なお、検出素子7にはバイモルフ振動子に代えて同様な膜状のPVDフイルムで形成される振動子が使用できる。

【0075】このように構成される硬さ測定器においては、積層型圧電セラミック振動子で形成された振動子3及び膜状のバイモルフ振動子で形成された検出素子7を備えるので、前述の図1に示す硬さ測定器で得られる作用効果に加えて、振動子3は十分な振動振幅が得られるので小型軽量化でき、検出素子7は膜状で形成されるので同様に小型軽量化できる。従って、ハンドピース1内部の構成素子を小型軽量化でき、ハンドピース1自体の小型軽量化が実現できる。この結果、ハンドピース1の操作性、つまり硬さ測定器の操作性が向上できる。

【0076】<変形例3>図12は本実施形態1の変形例3に係る硬さ測定器の全体構成図である。この硬さ測定器は、積層型圧電セラミック振動子で形成された振動子3、同様に積層型圧電セラミック振動子で形成された検出素子7及び絶縁体3Dを備える。この振動子3及び検出素子7は機械電気振動系を構築する。前記振動子3を形成する積層型圧電セラミック振動子は、リング形状を有する圧電セラミックを振動伝達部材4の周囲に接着固定するとともにこの圧電セラミックを振動伝達部材4の軸心方向に沿って複数枚積層し構成される。積層型圧電セラミック振動子は前述の通り小型であるが、入力電圧に対して大きな振動振幅が得られる。

【0077】前記検出素子7を形成する積層型圧電セラミック振動子は、振動子3よりも接触要素5側に配置され、振動子3と同様にリング形状を有する圧電セラミックを振動伝達部材4の周囲に接着固定するとともにこの圧電セラミックを振動伝達部材4の軸心方向に沿って複数枚積層し構成される。

【0078】前記絶縁体3Dは振動子3と検出素子7との間に形成される。振動子3の積層型圧電セラミック振動子、絶縁体3D及び検出素子7の積層型圧電セラミック振動子は一体的に製作される。

【0079】このように構成される硬さ測定器においては、積層型圧電セラミック振動子で形成された振動子3及び積層型圧電セラミック振動子で形成された検出素子7を備えるので、前述の図1に示す硬さ測定器で得られる作用効果に加えて、振動子3は十分な振動振幅が得られるので小型軽量化でき、検出素子7も同様に小型軽量化できる。従って、ハンドピース1内部の構成素子を小型軽量化でき、ハンドピース1自体の小型軽量化が実現できる。この結果、ハンドピース1の操作性、つまり硬さ測定器の操作性が向上できる。

【0080】<変形例4>図13は本実施形態1の変形例4に係る硬さ測定器の全体構成図である。この硬さ測定器は、ハンドピース1の略有底円筒形状を有するケーシング2の先端開口部にこの先端開口部を閉蓋する略半球形状の接触要素(接触子)5を備える。接触要素5のケーシング2側の表面上には振動子3、検出素子7が順次密着し取り付けられる。振動子3は、前述の図1に示す硬さ測定器と同様に、陽極として使用される第1電極3A、陰極として使用される第2電極3C、及び第1電極3Aと第2電極3Cとの間に形成された圧電結晶体3Bで形成される。検出素子7は陰極として使用される第1電極7A、陽極として使用される第2電極7C、及び前記第1電極7Aと第2電極7Cとの間に形成された圧電結晶体7Bで形成される。これら振動子3の第1電極3A、圧電結晶体3B、第2電極3C、検出素子7の第1電極7A、圧電結晶体7B及び第2電極7Cの各層は例えば半導体製造技術のスパッタリング法等の成膜技術を利用することにより簡易に製作でき、かつ微細パター

ンで製作できる。振動子3、検出素子7の積層順序は逆でもよい。また、振動子3、検出素子7は、それぞれ圧電セラミック材、水晶共振材等の圧電材料を薄板形状で切り出しこの圧電材料を接着剤で貼り合わせることで簡易に製作できる。

【0081】このように構成される硬さ測定器においては、略半球形状の接触要素5を備え、この接触要素5のケーシング2側の表面上に直接振動子3、検出素子7を一体的に取り付けたので、機械電気振動系の機械振動系の部分、つまり被測定物Hに接触する測定部分の大幅な小型軽量化が実現できる。振動子3、検出素子7のそれぞれの製作に前述した半導体製造技術を応用すれば、測定部分はかなり小型に製作することができ、例えば生体組織等の微小な被測定物Hの硬さ測定が実現できる。

【0082】なお、本実施形態に係る硬さ測定器において、接触要素5と振動子3とを一体的に形成し、振動子3の振動が直接被測定物Hに伝達される構成が採用できる。さらに、本実施形態に係る硬さ測定器において、自励発振回路11の帰還ループに代えてフェーズロックループ(PLL:phase-lock loop)回路の帰還ループが採用

#### 【0083】実施形態2

本実施形態2は、周波数偏差回路を利用した硬さ測定器であって、人体等の生体組織の硬さ測定を行う体内触診用硬さ測定器について説明する。

【0084】<体内触診用硬さ測定器のシステム構成>  
図14は本実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器の全体構成図である。体内触診用硬さ測定器はブロープ本体1及びこのブロープ本体1の外部に配置された制御ユニット10を備える。

【0085】前記体内触診用硬さ測定器のブロープ本体1はケーシング2を備える。ケーシング2は生体内(例えば人体内部)に挿入可能な細長い形状のパイプで形成される。ケーシング2は生体である被測定物Hに接触する側に触診部2C、中央部分に中間部2D、測定者が把持する部分に把持部2Eを有し、中間部2Dに対して触診部2C、把持部2Eはいずれも若干大きな外径寸法で形成される。ケーシング2は、生体内に挿入するので、高剛性を有し耐腐食性能に優れた材料、例えばステンレス鋼で形成される。

【0086】前記ケーシング2の触診部2C内部には超音波振動を発生する振動子3及び検出素子(振動検出素子)7が配設される。振動子3は、前述の実施形態1に係る硬さ測定器と同様に、例えば圧電セラミック振動子で形成される。振動子3には生体内の生体組織である被測定物Hに接触しこの被測定物Hの硬さを検出する接触要素(触診部材)5が機械的に連設される。接触要素5の先端部はケーシング2の触診部2Cの先端開口部から突出し、この接触要素5の最先端部は半球形状で形成される。従って、接触要素5は点接触から面接触までの広

い範囲で被接触物Hに接触できる。前記検出素子7は振動子3に取り付けられ固定され、この検出素子7は振動子3の振動を検出する。検出素子7は振動子3と同様に例えば圧電セラミック振動子で形成される。検出素子7は前述の実施形態1に係る硬さ測定器で説明したように振動子3と一体的に形成する。また、検出素子7には振動子3と別部材で形成しこの振動子3を機械的に結合したものが使用できる。

【0087】前記ケーシング2の触診部2C内部には、触診部2Cの内壁と振動子3及び検出素子7との間に弾性部材6が設けられる。この弾性部材6は、振動子3、検出素子7及び接触要素5を含む機械振動系を保持するとともに、この機械振動系の振動のケーシング2側への伝達を吸収する。弾性部材6は例えばシリコンゴムで形成される。また、弾性部材6は、ウレタン樹脂、フッ素ゴム、NBR(ニトリルゴム)のいずれかの振動吸収材料で形成できる。

【0088】前記制御ユニット10は自励発振回路11、ゲイン変化補正回路13、周波数カウンタ回路15、コントローラ回路16、モニタ17及びファイバースコープユニット18を備える。前記制御ユニット10の自励発振回路11は増幅回路12を備える。増幅回路12は本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器においてはケーシング2の把持部2E内部に配設される。増幅回路12の入力端子は検出素子7の出力端子に接続され、増幅回路12の出力端子はゲイン変化補正回路13を介し振動子3の入力端子に接続される。つまり、増幅回路12は、検出素子7から出力される振動情報を増幅し、この増幅された振動情報を振動子3に帰還する帰還ループを構築する。前述の振動子3、検出素子7及び接触要素5を含む機械振動系は自励発振回路11を含む電気振動系とともに機械電気振動系を構築する。この機械電気振動系は、自励発振回路11により振動子3を共振状態で振動させ、この振動子3の振動により接触要素5を振動させる。そして、接触要素5が被測定物Hに接触すると被測定物Hの機械的インピーダンス又は音響インピーダンスにより振動子3の振動モードが変化し、機械電気振動系の周波数特性が変化するので、この周波数特性の変化から被測定物Hの硬さが測定できる。

【0089】前記ゲイン変化補正回路13は増幅回路12と振動子3との間に組み込まれる。ゲイン変化補正回路13は、前述の実施形態1に係る硬さ測定器と基本動作原理は同様で、機械電気振動系の周波数特性の変化に対してゲインを上昇させるゲイン上昇機能を備える。勿論、ゲイン変化補正回路13は、自励発振回路11の入出力合成位相差を零に調節し帰還発振を促進するフェーズトランスファ機能を備える。

【0090】前記周波数カウンタ回路15の入力端子はゲイン変化補正回路13の出力端子に接続される。周波数カウンタ回路15は機械電気振動系の周波数を計測す



る。

【0091】前記コントローラ回路16の入力端子は周波数カウンタ回路15の出力端子に接続される。コントローラ回路16は画像生成機能を有する。共振振動状態の接触要素5を被測定物Hに接触させる前、接触させた状態のそれぞれの機械電気振動系の周波数の変化が前記周波数カウンタ回路15で計測されると、この計測データに基づきコントローラ回路16は機械電気振動系の周波数の変化を検出する。そして、このコントローラ回路16において被測定物Hの機械的特性である硬さ情報が求

められる。

【0092】前記ファイバースコープユニット18、モニタ17はそれぞれコントローラ回路16に接続される。ファイバースコープユニット18は生体内の硬さを測定する部分を撮像しこの撮像により得られた画像データ（内視鏡像又は観察像を生成する画像データ）をコントローラ回路16に出力する。本実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器において、ファイバースコープユニット18には内視鏡装置が使用される。モニタ17においては、ファイバースコープユニット18からの画像データと周波数カウンタ回路15からの計測データに基づいて得られる被測定物Hの硬さ情報とがコントローラ回路16において合成され、この合成された硬さ情報が画像として表示される。図15は前記モニタ17の画像表示状態を示す図である。本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器において、モニタ17はそれぞれ分割された2つの内視鏡像表示画面17A及び硬さ情報表示画面17Bを備える。内視鏡像表示画面17Aにおいては、ファイバースコープユニット18で観察される内視鏡像が表示される。例えば、同図15に示すように、内視鏡像表示画面17Aにおいては、被測定物Hの表面にブロープ本体1の接触要素5が接触している状態が表示される。また、硬さ情報表示画面17Bにおいては、被測定物Hの硬さと柔らかさの度合を示すグラフが表示される。図16は前記モニタ17の他の画面表示状態を示す図である。図16に示すように、モニタ17には2つの内視鏡像表示画面17A及び硬さ情報表示画面17Bを備え、内視鏡像表示画面17Aの特定の領域（例えば、左下領域）内に硬さ情報表示画面17Bが重ね合わされる。

【0093】図17は前述の機械電気振動系の周波数特性及びゲイン変化補正回路13の周波数特性を示す周波数-ゲイン-アドミタンス特性曲線図である。図17中、横軸は周波数を示し、縦軸はゲイン、振動系アドミタンスのそれぞれを示す。特性曲線MGは、接触要素5が被測定物Hに接触しない状態において、ゲイン変化補正回路13を除く機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線（周波数-アドミタンス特性曲線）である。特性曲線13Gはゲイン変化補正回路13の周波数-ゲイン特性曲線である。本実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器のゲイン変化補正回路13は前述の実施形態1に係る

ゲイン変化補正回路13と同様に例えばバンドパスフィルタ回路が使用され、ゲイン変化補正回路13の特性曲線13Gは機械電気振動系のゲインが周波数の変化に対して変化する周波数帯域に設定される。すなわち、ゲイン変化補正回路13の周波数-ゲイン特性曲線13Gのゲイン極大値13GPを示す中心周波数 $f_c$ は、機械電気振動系の特性曲線MGのゲイン極大値（アドミタンス極大値）P1を示す中心周波数 $f_c$ よりも低い周波数帯域に設定される。従って、接触要素5を被測定物Hに接触した状態においては、中心周波数 $f_c$ よりも低い周波数で中心周波数 $f_c$ よりも高い周波数の範囲で機械電気振動系は共振状態になる。

【0094】ブロープ本体1の接触要素5が柔らかい生体組織である軟質の被測定物Hにある程度の面積を持って接触した場合、ゲイン変化補正回路13を備えていない従来の硬さ測定器においては、機械電気振動系の周波数-ゲイン特性曲線MGは周波数-ゲイン特性曲線MG4に変化する。この周波数-ゲイン特性曲線MG4においては、被測定物Hの音響インピーダンスが低いので、ゲイン極大値P4が示す共振周波数 $f_r$ が低下し、ゲインも減少する。このような現象については下記文献に記載がある。尾股定夫著、医用電子と生体工学、「軟組織のコンプライアンス特性測定用圧電型トランスジューサの試作」、第24巻5号、1986年9月、第38頁-第42頁。

【0095】本実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器において、ブロープ本体1の接触要素5が生体組織である被測定物Hに接触しない状態の機械電気振動系が周波数-ゲイン特性曲線MG5を有するものとする。周波数-ゲイン特性曲線MG5はゲイン極大値P5を持ち、このゲイン極大値P5は中心周波数 $f_c$ を示す。被測定物Hに接触要素5をある程度の面積で接触させると、周波数-ゲイン特性曲線MG5は周波数-ゲイン特性曲線MG6に変化する。すなわち、被測定物Hの音響インピーダンスが低いので、中心周波数 $f_c$ は低い周波数帯域側にシフトし共振周波数 $f_r$ で安定する。さらに、機械電気振動系において、ゲイン変化補正回路13のゲイン上昇機能及びフェーズトランスファ機能によりゲイン変化補正回路13の周波数-ゲイン特性曲線13Gに沿ってゲインが上昇し、ゲイン極大値P5が得られる。このゲインの上昇により、硬さ測定に充分な検出電圧が得られる。

【0096】＜体内触診用硬さ測定器の使用＞次に、本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器の使用について、人体の胸腔内の肺臓器を被測定物Hとしこの被測定物Hの硬さを医学的見地から測定する場合を説明する。図18は本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器のシステム構成図である。まず、人体（患者）の胸壁部Xの体表面に設けられた内視鏡挿入孔を通してファイバースコープユニット18が胸腔内に挿入される。ファイ



パースコープユニット 18 は胸腔内の内視鏡観察像を画像データとしてコントローラ回路 16 に送り、このコントローラ回路 16 はモニタ 17 の内視鏡像表示画面 17A (図 15、図 16 参照) に内視鏡像を表示する。このモニタ 17 の内視鏡像表示画面 17A を観察することにより、測定者はファイバースコープユニット 18 の視野内において内視鏡像の観察を行える。

【0097】次に、人体の胸腔部 X の体表面の別の場所に設けられたブロープ挿入孔にトラカール 19 が刺入され、このトラカール 19 を通して本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器のブロープ本体 1 が胸腔内に挿入される。そして、モニタ 17 の内視鏡像表示画面 17A を観察しながら、測定者は胸腔内に挿入されたブロープ本体 1 の先端側に設けられた接触要素 5 を目的とする体内の被測定物 H、つまり肺臓器に接触させる。内視鏡像表示画面 17A には目的とする被測定物 H に接触要素 5 を接触させた状態の内視鏡像が観察できる。本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器においては、接触要素 5 を被測定物 H に接触させると同時に、機械電気振動系の周波数の変化により硬さが測定でき、この硬さの測定結果は硬さ情報としてモニタ 17 の硬さ情報表示画面 17B に表示される。

【0098】図 19 は前記ブロープ本体 1 の操作方を説明する被測定物 H 部分の生体組織断面図、図 20 は生体組織の断面に対応した硬さ情報を表わす硬さ情報表示画面の拡大図である。図 19 に示すように、ブロープ本体 1 の接触要素 5 は被測定物 H の表面に接触させた状態で矢印方向にスライドさせ、体内触診用硬さ測定器はこのスライド操作を行った領域において被測定物 H の硬さを測定する。肺臓器 (被測定物 H) の表面又は肺組織の深部に癌組織等の腫瘍部 Y が存在する場合、正常な肺組織の硬さに比べて腫瘍部 Y の組織は通常硬い。従って、ブロープ本体 1 の接触要素 5 が正常な肺組織から腫瘍部 Y にスライドした時点で、図 20 に示すように硬さ情報表示画面 17B に表示される被測定物 H の硬さが増加し、肺組織に存在する腫瘍部 Y が検出できるとともに、腫瘍部 Y の位置が特定できる。

【0099】なお、本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器は、肺臓器の硬さ測定の他に、肝臓器の硬さ測定つまり肝硬変の硬さ測定、筋肉組織の硬さ測定等に使用できる。すなわち、体内診断用硬さ測定器は体内の生体組織の中で使用する部位が特定されるものではない。さらに、本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器は動植物の生体組織の硬さ測定にも使用できる。

【0100】このように本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器においては、前述の実施形態 1 に係る硬さ測定器と同様にゲイン変化補正回路 13 を備え、このゲイン変化補正回路 13 のゲイン上昇機能及びフェーズトランスファ機能により周波数の変化に対してゲインを上昇させ、硬さ測定に十分な検出電圧が得られるので、被測定

物 H のわずかな硬さの違いが測定でき、正確な硬さ測定が行える。しかも、材質は異なるが同様な硬さで同様な共振周波数を有する被測定物 H の硬さ測定においても、わずかな位相差が存在すればゲイン変化補正回路 13 のフェーズトランスファ機能により自励発振回路 11 の入出力合成位相差が零になる帰還発振の安定点まで周波数を変化しかつゲインを上昇するので、硬さ測定に十分な検出電圧が得られる。さらに、軟質、硬質の硬さを問わず、様々な硬さを持つ被測定物の硬さ測定においても、周波数を変化し、周波数の変化量を助長し、この周波数の変化量に応じてゲインを上昇できるので、硬さ測定に十分な検出電圧が得られる。従って、軟質の被測定物 H から硬質の被測定物 H までの広い範囲において硬さ測定が実現できる。つまり、硬さ測定器において、機械電気振動系の実効共振周波数帯域が広帯域化され、あらゆる硬さの被測定物 H の硬さ測定が実現できる。

【0101】さらに、本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器においては、抵抗素子、容量素子等を単純に組み合わせたフィルタ回路でゲイン変化補正回路 13 が簡易に実現できるので、複雑な回路構成を備える必要がなく、シンプルなシステム構成で、しかも安価に製作することができ。

【0102】さらに、本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器においては、体内に挿入されるブロープ本体 1 の接触要素 5 と体内の生体組織 (被測定物 H) との接触によって生体組織の表面又は生体組織の深部に存在する腫瘍部 Y が検出でき、この腫瘍部 Y の存在位置が特定できる。従って、癌、腫瘍、肝硬変等の医学的診断が簡易に実現でき、しかも医師が直接手で触れる触診を行えない患者の体内の生体組織においても本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器は医師の触診と同様な触診を実現でき、簡易にかつ高精度に医学的診断が行える。診断の結果、医学的予防が即座に講じられる。

【0103】さらに、本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器においては、制御ユニット 10 のモニタ 17 に 2 つの内視鏡像表示画面 17A 及び硬さ情報表示画面 17B を備えたので、ブロープ本体 1 の接触要素 5 と体内の生体組織 (被測定物 H) との接触状態を内視鏡像表示画面 17A で表示される内視鏡像により確認しつつ、生体組織の硬さ測定作業 (医学的診断作業) が行える。従って、体内の生体組織の硬さ測定箇所を間違えることがなく、安全にかつ効率良く硬さ測定が行える。

【0104】＜体内触診用硬さ測定器の応用例＞前述の本実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器は、体内の生体組織に限定されるものではなく、体外の皮膚の硬さを測定する体外診断用硬さ測定器として使用できる。この体外診断用硬さ測定器は、例えば、電気メス、レーザ治療器又は高周波治療器により皮膚等の生体組織を凝固した治療部位を被測定物 H とし、この被測定物 H の硬さを測定できる。すなわち、治療部位の硬さ測定を継続して

行うことにより、治療部位の治療後の回復具合が容易に診断できる。

【0105】さらに、本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器、体外触診用硬さ測定器はいずれも前述の実施形態1に係る硬さ測定器と同様に、圧電セラミック振動子に代えて、振動子3に積層型圧電セラミック振動子、バイモルフ振動子、水晶発振子、PVDで形成された振動子、磁歪素子、SAWのいずれかが使用できる。また、検出素子7についても同様な変形が行える。同様に、ゲイン変化補正回路13についても、ローパスフィルタ回路、ハイパスフィルタ回路、ノッチフィルタ回路、積分回路、微分回路、ピーキング増幅回路のいずれかが使用できる。さらに、ゲイン変化補正回路13には、アクティブフィルタ回路、パッシブフィルタ回路のいずれかが使用できる。

【0106】＜変形例1＞本実施形態2の変形例1に係る体内触診用硬さ測定器は、ハンドピース1に代えてブロープ本体1が使用され、このブロープ本体1の先端部分の形状及び接触要素5の形状を代えたものである。図21は体内触診用硬さ測定器のブロープ本体1先端部分の一部断面図である。体内触診用硬さ測定器の接触要素5は生体組織に刺入可能な接触針で形成される。ブロープ本体1の触診部2Cの被測定物H側の先端には細管形状の外針2Fが形成される。外針2Fは接触要素5である接触針の周囲を覆いこの接触針を保護する。この外針2Fのさらに被測定物H側の最先端部分には穿刺刃2Gが形成される。穿刺刃2Gは、外針2Fの軸心に対して斜めで鋭角的に外針2Fを切欠し、生体組織に穿刺可能な形状で形成される。接触要素（接触針）5の最先端部分のみが穿刺刃2Gの外部に突出する。接触要素5の最先端部分以外の部分は外針2Fの内部に収納されており、接触要素5の最先端部分のみが生体組織である被測定物Hに接触できる。

【0107】前記外針2Fの内部中央部分には保持部材6Aが配設される。保持部材6Aは、接触要素5を外針2Fの軸心位置に位置決めするとともに、接触要素5と外針2Fとの接触を防止する。さらに、保持部材6Aは、外針2Fの管内部を塞ぎ、外部からの異物がブロープ本体1内部に侵入することを防止する。さらに、保持部材6Aは、振動子3、検出素子7のそれぞれとケーシング2との間に配設される保持部材6と同様に、機械振動系の共振周波数の節となる位置に配置され、外針2F等、ケーシング2に振動が伝達されることなく、接触要素5だけを振動できる。

【0108】なお、体内触診用硬さ測定器において、接触要素5、外針2F、穿刺刃2G及び保持部材6A以外の構成は前述の実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器の構成と同様である。

【0109】次に、前述の体内触診用硬さ測定器の使用方法について説明する。図22は触診作業手順を各手順

毎に示すブロープ本体1及び被測定物H（生体組織）の要部断面図である。体内触診用硬さ測定器は、触診手順（A）～（C）に従い、ブロープ本体1の外針2Fを被測定物Hである生体組織の表面から生体組織内部に穿刺することにより、生体組織の硬さ測定を行う。外針2Fの最先端部分には穿刺刃2Gが形成されているので、生体組織への穿刺がスムーズに行える。本実施形態2の変形例1に係る体内触診用硬さ測定器においては、外針2Fの内部に収納され、穿刺刃2Gから突出する接触要素（接触針）5に接触する部分の生体組織の硬さが測定される。触診手順（C）の段階は生体組織の深部に存在する腫瘍部Yに接触要素5が接触した状態を示す。前述の本実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器において説明したように、接触要素5が接触する生体組織の硬さが変化すると機械電気振動系の周波数が変化する。ゲイン変化補正回路13はこの機械電気振動系の周波数の変化に対してゲインを上昇させ、生体組織の硬さ測定に十分な検出電圧が得られる。生体組織の硬さは最終的にはモニタ17の硬さ情報表示画面17Bにグラフ画面として表示される。

【0110】図23は前記モニタ17の硬さ情報表示画面17Bに表示されるグラフ画面を示す図である。縦軸は被測定物（生体組織）Hの硬さを示し、横軸は被測定物Hの表面からの深さを示す。外針2Fの穿刺刃2Gを被測定物Hに穿刺する初期の触診手順（A）の段階においては、生体組織の表面が外針2Fにより押され生体組織の表面が引っ張られ生体組織の表面が硬くなり、この表面が硬くなった部分に接触要素5が接触するので、硬さが硬くなった状態が測定される。外針2Fを被測定物Hに穿刺している間である触診手順（B）の段階においては、生体組織の内部組織に接触要素5が接触しながら接触要素5が生体組織の内部に穿刺されるので、硬さが柔らかい一定の状態が測定される。接触要素5が腫瘍部Yに接触しさらに腫瘍部Yの内部に穿刺する触診手順（C）の段階においては、前述の触診手順（A）の段階と同様に、まず正常な生体組織と腫瘍部Yとの境界部分で外針2Fの穿刺刃2Gが腫瘍部Yの組織表面を引っ張り、腫瘍部Yの組織表面が硬くなった部分に接触要素5が接触するので、硬さが硬くなった状態が測定される。そして、腫瘍部Yの組織内部に接触要素5が穿刺され、腫瘍部Yの硬さが一定な状態が測定される。前述のように、腫瘍部Yの硬さは正常な生体組織の硬さに比べて若干硬く、この硬さの違いが本実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器により確実に測定できる。

【0111】ブロープ本体1の外針2Fと被測定物Hである生体組織との接触状態、例えば前述のように外針2Fが肺臓器の表面の生体組織に穿刺される状態は、ファイバースコープユニット18によりモニタ17の内視鏡像表示画面17Aに内視鏡像として観察される（図14、図15及び図18参照）。従って、肺臓器の表面の

10

20

30

40

50

外針 2 F の穿刺位置が内視鏡像表示画面 1 7 A で観察され、この観察下において硬さ情報表示画面 1 7 B に肺臓器の深方向の硬さが測定できるので、腫瘍部 Y の存在が確実に検出できるとともに、この腫瘍部 Y の表面上の位置、表面からの深さがいずれも特定できる。

【 0 1 1 2 】 このように構成される体内触診用硬さ測定器においては、プローブ本体 1 の接触要素 5 を接触針で形成し、この接触針の周囲をカバーするとともに最先端部に穿刺刀 2 G を有する外針 2 F を備えたので、接触要素 5 を生体組織の深部組織に穿刺することができ、生体組織の深部組織の硬さ情報を直接得ることができる。本実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器は前述のようにわずかな硬さの違いでも生体組織の硬さ測定に十分な検出電圧が得られる。そして、接触要素 5 により直接生体組織の深部組織の硬さを測定することにより、高い精度で生体組織の病変部分が検出できる。従って、高精度の医学的診断が実現できる。

【 0 1 1 3 】 さらに、本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器においては、モニタ 1 7 に 2 つの内視鏡像表示画面 1 7 A 及び硬さ情報表示画面 1 7 B を備えたので、生体組織に外針 2 F を介して接触要素 5 を接触させる実際の位置を内視鏡像表示画面 1 7 A で表示される内視鏡像で確認しながら生体組織の硬さ、特に生体組織の深部組織の硬さが測定できる。従って、生体組織の測定位置を間違えることなく安全に触診作業が行えるとともに、効率良く触診作業が行える。

【 0 1 1 4 】 本実施形態の変形例 2 に係る体内触診用硬さ測定器は、肺臓器の生体組織の硬さ測定、また前述のように肝臓器の生体組織の硬さ測定に限るものではなく、例えば甲状腺の生体組織の硬さ測定（医学的診断）にも使用できる。甲状腺の生体組織の硬さ測定を行う場合は、皮膚表面から甲状腺に向かって外針 2 F を穿刺し、甲状腺の生体組織を接触要素 5 に接触させる。この甲状腺の生体組織に接触要素 5 が接触することにより、モニタ 1 7 の硬さ情報表示画面 1 7 B に甲状腺の硬さ情報が表示される。なお、甲状腺の生体組織の硬さ測定においては、ファイバースコープユニット 1 8 は必要としない。

【 0 1 1 5 】 < 変形例 2 > 本実施形態 2 の変形例 2 に係る体内触診用硬さ測定器は、前述の変形例 1 に係る体内触診用硬さ測定器のプローブ本体 1 を軟性プローブ本体 1 に代えたものである。図 2 4 は本実施形態 2 の変形例 2 に係る体内触診用硬さ測定器の全体構成図である。体内触診用硬さ測定器は人体の体腔内に挿入可能な軟性プローブ本体 1 を備える。軟性プローブ本体 1 の触診部 2 C は、体腔内に挿入でき、湾曲可能なフレキシブル性を有する軟性チューブで形成される。この軟性チューブには例えばフッ素樹脂チューブが使用される。また、軟性チューブとしては、ポリ塩化ビニールチューブ、ポリウレタンチューブ、コイルシースチューブのいずれかが使

用できる。

【 0 1 1 6 】 軟性プローブ本体 1 は基本的には前述の触診部 2 C 及び把持部 2 E を備え、把持部 2 E の内部には前述の実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器と同様に自励発振回路 1 1 の増幅回路 1 2 が内蔵される。図 2 5 は前記軟性プローブ本体 1 の触診部 2 C の拡大断面図である。軟性チューブで形成された触診部 2 C は先端側（被測定物 H 側）の軸心部分に超音波振動を行う振動子 3 が配設される。触診部 2 C の最先端側には被測定物 H に接触する接触要素 5 が設けられる。接触要素 5 は半球形状で形成され、触診部 2 C の最先端部分よりも被測定物 H 側に突出する。接触要素 5 には振動子 3 が接続され、振動子 3 からの超音波振動が接触要素 5 に伝達される。

【 0 1 1 7 】 前記振動子 3 は検出素子 7 に接続され、この検出素子 7 は振動子 3 の振動を検出する。検出素子 7 は軟性プローブ本体 1 の把持部 2 E の内部に配設された自励発振回路 1 1 の増幅回路 1 2 に接続される。

【 0 1 1 8 】 前記軟性チューブで形成された触診部 2 C においては、振動子 3、検出素子 7 及び接触要素 5 を含む機械振動系を保持する保持部材 6 が配設される。保持部材 6 は、前述の実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器の保持部材と同様に、機械振動系を触診部 2 C の軸心部に保持するとともに機械振動系の振動の触診部 2 C への伝達を防止する。ここで説明する体内触診用硬さ測定器において、保持部材 6 は断面に円形状を有するリング形状の保持部材を使用し、振動子 3 と保持部材 6 との間の接触面積、保持部材 6 と触診部 2 C の内壁との間の接触面積がいずれも小さくなる設定がなされている。つまり、触診部 2 C に対して振動子 3 が柔軟な状態に保持され、触診部 2 C が湾曲して使用されても過度に振動子 3 が圧迫されないので、振動子 3 の振動が外部から影響されない。保持部材 6 は、例えばシリコンゴム、NBR ゴム等のゴム材料、ポリウレタン樹脂、フッ素樹脂等の樹脂材料で形成される。

【 0 1 1 9 】 図 2 6 は前記軟性プローブ本体 1 が組み込まれたファイバースコープユニット 1 8 とこのファイバースコープユニット 1 8 が挿入された生体組織の断面を示す図である。前記体内触診用硬さ測定器の軟性チューブで形成された触診部 2 C はファイバースコープユニット 1 8 の処理具導通チャンネル 1 8 A に挿入され、この処理具導通チャンネル 1 8 A を通して触診部 2 C は体腔内に導かれる。ファイバースコープユニット 1 8 には消化管用ビデオスコープ、消化管用ファイバースコープ等の軟性構造を有するファイバースコープユニットが使用される。前記ファイバースコープユニット 1 8 は体腔内に挿入可能な挿入部 1 8 B を備える。この挿入部 1 8 B の体腔内挿入側の先端には可撓管部 1 8 C を介して先端部 1 8 D が連結される。可撓管部 1 8 C は挿入部 1 8 B と先端部 1 8 D との間を連結するとともに挿入部 1 8 B

に対して先端部 18 D を自在に湾曲変形できる。先端部 18 D の最先端面には、前述の処理具導通チャンネル 18 A とともに、照明光を導くライトガイドの照明用窓 18 E、観察光学系に連結された観察窓 18 F がそれぞれ設けられる。前記軟性プローブ本体 1 の軟性チューブで形成された触診部 2 C は軟性構造を有するファイバースコープユニット 18 の処理具導通チャンネル 18 A に挿入できる外径サイズで形成される。

【0120】なお、体内触診用硬さ測定器において、前記軟性プローブ本体 1 及び軟性構造を有するファイバースコープユニット 18 以外の構成は前述の実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器の構成と同様である。

【0121】次に、前記体内触診用硬さ測定器の使用方法について説明する。体内触診用硬さ測定器は例えば食道静脈瘤患者の食道を被測定物 H としその食道内壁の生体組織表面の硬さ測定を行う。まず、前記第 26 図に示すように、患者の食道内に軟性のファイバースコープユニット 18 の挿入部 18 B を経口的に挿入し、ファイバースコープユニット 18 によりモニタ 17 の内視鏡像表示画面 17 A に表示される内視鏡像に基づき食道内壁を観察する。食道内壁の観察により食道内壁に静脈瘤 Z が発見されると、ファイバースコープユニット 18 の挿入部 18 B の処理具導通チャンネル 18 A に軟性プローブ本体 1 の触診部 2 C を挿入する。軟性プローブ本体 1 の触診部 2 C の先端部分は処理具導通チャンネル 18 A の先端開口部より食道内に突出させ、静脈瘤 Z (被測定物 H) に接触要素 5 を接触させる。軟性構造のファイバースコープユニット 18 は可撓管部 18 C の湾曲変形操作により先端部 18 D の向きを自在に変えられ、先端部 18 D は内視鏡像を観察したい方向に、かつ接触要素 5 を

接触させたい方向に自由に方向を変えられる。

【0122】前記接触要素 5 が静脈瘤 Z に接触すると、前記図 24 に示す周波数カウンタ回路 15 で機械電気振動系の周波数が計測される。この周波数カウンタ回路 15 の計測データに基づき、静脈瘤 Z に接触要素 5 を接触させた状態における機械電気振動系の周波数の変化をコントローラ回路 16 により検出し、静脈瘤 Z の硬さ情報を得る。さらに、ファイバースコープユニット 18 から送られる食道内壁の内視鏡像の画像データと周波数カウンタ回路 15 から送られる計測データに基づいて得られる静脈瘤 Z の硬さ情報とがコントローラ回路 16 で合成され、モニタ 17 に内視鏡像、硬さ情報がそれぞれ表示される。前述の体内触診用硬さ測定器のモニタ 17 (図 15、図 16 参照) と同様に、モニタ 17 には 2 つの内視鏡像表示画面 17 A 及び硬さ情報表示画面 17 B を備え、内視鏡像表示画面 17 A には静脈瘤 Z を含む内視鏡像が表示され、硬さ情報表示画面 17 B には静脈瘤 Z の硬さ情報が表示される。

【0123】本実施形態 2 の変形例 2 に係る体内触診用硬さ測定器は、食道だけに限るものではなく、前立線の

生体組織の硬さ測定にも使用できる。すなわち、軟性プローブ本体 1 の接触要素 5 を経尿道鏡的に前立線 (被測定物 H) に接触し、接触要素 5 を前立線に接触させた状態で機械電気振動系の周波数の変化を周波数カウンタ回路 15 で計測することにより、前立線の生体組織の硬さ測定が行える。硬さ測定結果はモニタ 17 の硬さ情報表示画面 17 B に表示される。モニタ 17 の内視鏡像表示画面 17 A には前立線の内視鏡像が表示される。

【0124】さらに、体内触診用硬さ測定器は膀胱の生体組織の硬さ測定にも使用できる。すなわち、軟性プローブ本体 1 の接触要素 5 を経尿道鏡的に膀胱 (被測定物 H) の内部まで挿入し、接触要素 5 を膀胱の内壁に接触させた状態で機械電気振動系の周波数の変化を周波数カウンタ回路 15 で計測することにより、膀胱の生体組織の硬さ測定が行える。硬さ測定結果はモニタ 17 の硬さ情報表示画面 17 B に表示される。モニタ 17 の内視鏡像表示画面 17 A には膀胱内壁の内視鏡像が表示される。本実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器により、前立線、膀胱のそれぞれの生体組織の硬さ測定を行うことにより、前立線肥大症の進行度について医学的診断が行える。本実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器は、人体の肺臓器、肝臓器、食道、前立線、膀胱のいずれかに限るものではなく、人体のあらゆる生体組織の硬さ測定が行え、医学的診断が行えるとともに、この医学的診断に基づき適切な治療、予防が行える。

【0125】このように構成される体内触診用硬さ測定器においては、軟性プローブ本体 1 を備え、この軟性プローブ本体 1 の触診部 2 C が湾曲変形を自在に行える軟性チューブで形成されるので、軟性構造を有するファイバースコープユニット 18 の挿入部 18 B の処理具導通チャンネル 18 A を通して体腔内に接触要素 5 が挿入できる。ファイバースコープユニット 18 は挿入部 18 B の先端側に可撓管部 18 C を備え、この可撓管部 18 C は先端部 18 D を自由に湾曲変形できるので、この先端部 18 D の湾曲変形に従い接触要素 5 は体腔内を自由に動き回れる。すなわち、ファイバースコープユニット 18 の先端部 18 D の先端端面に配設された照明窓 18 E 及び観察窓 18 F を自由に病変部分に向けることができるとともに、接触要素 5 を病変部分に確実に接触させ病変部分の硬さを測定することができる。従って、体内触診用硬さ測定器を使用することにより、体腔内の生体組織の診断が精度良くかつ簡易に行える。

【0126】さらに、体内触診用硬さ測定器は体腔内に挿入できる軟性プローブ本体 1 を備え、患者に苦痛を伴う開腹手術を施すことなく、患者の体腔内の生体組織の硬さが測定 (医学的診断) できる。

【0127】さらに、体内触診用硬さ測定器においては、モニタ 17 に 2 つの内視鏡像表示画面 17 A 及び硬さ情報表示画面 17 B を備えたので、体腔内の生体組織 (病変部分) に接触要素 5 を接触させる実際の位置を内

視鏡像表示画面 17A で表示される内視鏡像で確認しながら生体組織の硬さが測定できる。従って、生体組織の測定位置を間違えることなく安全に触診作業が行えるとともに、効率良く触診作業が行える。

【0128】<変形例 3>本実施形態 2 の変形例 3 に係る体内触診用硬さ測定器は、前述の実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器の制御ユニット 10 の構成を一部変更したものである。図 27 は本実施形態 2 の変形例 3 に係る体内触診用硬さ測定器の全体構成図である。体内触診用硬さ測定器は周波数カウンタ回路 15 に代えて振幅電圧測定回路 20 を備える。プローブ本体 1 の接触要素 5 が被測定物 H に接触すると、被測定物 H の音響インピーダンスにより、接触要素 5 が被測定物 H に接触する前の機械電気振動系の共振周波数、共振振幅電圧がいずれも変化する。振幅電圧測定回路 20 はこの機械電気振動系の共振振幅電圧を計測する。

【0129】前述の図 17（周波数－ゲイン－アドミタンス特性曲線図）において、周波数－ゲイン特性曲線 13G で示すゲイン変化補正回路 13 の中心周波数  $f_1$  が、周波数－ゲイン特性曲線 MG で示す機械電気振動系の中心周波数  $f_1$  に対して低い周波数帯域に設定されているので、接触要素 5 が被測定物 H に接触すると機械電気振動系の周波数が変化し、この周波数の変化に対してゲインが上昇するとともに、振幅電圧が上昇する。

【0130】このように構成される体内触診用硬さ測定器においては、前述の実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器で得られる作用効果と同様の作用効果が得られる。なお、前述の実施形態 2 の変形例 1、変形例 2 のそれぞれに係る体内触診用硬さ測定器の周波数カウンタ回路 15 を振幅電圧測定回路 20 に代えることができる。

【0131】<変形例 4>本実施形態 2 の変形例 4 に係る体内触診用硬さ測定器は、ゲイン変化補正回路 13 をバンドパスフィルタ回路からローパスフィルタ回路に代えたものである。図 28 は本実施形態 2 の変形例 4 に係る体内触診用硬さ測定器において機械電気振動系の周波数特性及びゲイン変化補正回路 13 の周波数特性を示す周波数－ゲイン－アドミタンス特性曲線図である。横軸は周波数を示し、縦軸はゲイン、振動系アドミタンスのそれぞれを示す。前述の図 17 に示す周波数－ゲイン－アドミタンス特性曲線図と同様に、特性曲線 MG は、接触要素 5 が被測定物 H に接触しない状態で、ゲイン変化補正回路 13 を除く機械電気振動系の周波数－ゲイン特性曲線（周波数－アドミタンス特性曲線）である。特性曲線 13G1 はゲイン変化補正回路 13 の周波数－ゲイン特性曲線である。本実施形態 2 の変形例 4 に係る体内触診用硬さ測定器のゲイン変化補正回路 13 はローパスフィルタ回路が使用され、ゲイン変化補正回路 13 の特性曲線 13G1 は機械電気振動系のゲインが周波数の変化に対して変化する周波数帯域に設定される。すなわち、ゲイン変化補正回路 13 の周波数－ゲイン特性曲線

13G1 のゲイン極大値 13GP を示す中心周波数  $f_1$  は、機械電気振動系の特性曲線 MG のゲイン極大値 P1 を示す中心周波数  $f_1$  よりも低い周波数帯域に設定される。従って、接触要素 5 を被測定物 H に接触した状態においては、中心周波数  $f_1$  よりも低い周波数で中心周波数  $f_1$  よりも高い周波数の範囲で機械電気振動系は共振状態になる。

【0132】プローブ本体 1（前述の図 14 参照）の接触要素 5 が生体組織である被測定物 H に接触した場合、従来技術に係る硬さ測定器においては、機械電気振動系の周波数－ゲイン特性曲線 MG は周波数－ゲイン特性曲線 MG4 に変化する。この周波数－ゲイン特性曲線 MG4 においては、被測定物 H の音響インピーダンスが低いので、ゲイン極大値 P4 が示す共振周波数  $f_1$  に変化する。

【0133】本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器において、プローブ本体 1 の接触要素 5 が生体組織である被測定物 H に接触しない状態の機械電気振動系が周波数－ゲイン特性曲線 MG5 を有するものとする。周波数－ゲイン特性曲線 MG5 はゲイン極大値 P5 を持ち、このゲイン極大値 P5 は中心周波数  $f_1$  を示す。被測定物 H に接触要素 5 を接触させると、周波数－ゲイン特性曲線 MG5 は周波数－ゲイン特性曲線 MG6 に変化する。すなわち、被測定物 H の音響インピーダンスが低いので中心周波数  $f_1$  は共振周波数  $f_1$  に変化し、ゲイン変化補正回路 13 によりゲイン変化補正回路 13 の周波数－ゲイン特性曲線 13G1 に沿ってゲインが上昇し、ゲイン極大値 P5 が得られる。このゲイン上昇により硬さ測定に十分な検出電圧が得られる。

【0134】このように構成される体内触診用硬さ測定器においては、前述の実施形態 2 に係る体内触診用硬さ測定器と同様の作用効果が得られる。

【0135】<変形例 5>本実施形態 2 の変形例 5 に係る体内触診用硬さ測定器は、ゲイン変化補正回路 13 をハイパスフィルタ回路に代えたものである。図 29 は本実施形態 2 の変形例 5 に係る体内触診用硬さ測定器において機械電気振動系の周波数特性及びゲイン変化補正回路 13 の周波数特性を示す周波数－ゲイン－アドミタンス特性曲線図である。横軸は周波数を示し、縦軸はゲイン、振動系アドミタンスのそれぞれを示す。特性曲線 MG は、接触要素 5 が被測定物 H に接触しない状態において、ゲイン変化補正回路 13 を除く機械電気振動系の周波数－ゲイン特性曲線である。特性曲線 13G2 はゲイン変化補正回路 13 の周波数－ゲイン特性曲線である。本実施形態 2 の変形例 5 に係る体内触診用硬さ測定器のゲイン変化補正回路 13 にはハイパスフィルタ回路が使用される。ゲイン変化補正回路 13 の周波数－ゲイン特性曲線 13G2 の傾きは、バンドパスフィルタ回路又はローパスフィルタ回路が使用される場合に対して逆の傾きになる。すなわち、ゲイン変化補正回路 13 の周波数



ーゲイン特性曲線13G2のゲイン極大値13GPを示す中心周波数 $f_1$ は、機械電気振動系の特性曲線MGのゲイン極大値P1を示す中心周波数 $f_1$ よりも高い周波数帯域に設定される。従って、接触要素5を被測定物Hに接触した状態においては、中心周波数 $f_1$ よりも高い周波数で中心周波数 $f_1$ よりも低い周波数の範囲で機械電気振動系は共振状態になる。

【0136】本実施形態2の変形例5に係る体内触診用硬さ測定器は特に硬質の被測定物Hの硬さ測定に適している。例えば、人体の骨、歯、爪等の比較的硬い生体組織の硬さ測定が行える。プローブ本体1（前述の図14参照）の接触要素5が硬質の被測定物Hに接触した場合、従来技術に係る硬さ測定器においては、機械電気振動系の周波数ーゲイン特性曲線MGは周波数ーゲイン特性曲線MG4に変化する。この周波数ーゲイン特性曲線MG4においては、被測定物Hの音響インピーダンスが高いので、ゲイン極大値P4が示す共振周波数 $f_1$ が高い周波数帯域側にシフトする。

【0137】本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器において、プローブ本体1の接触要素5が硬質の被測定物Hに接触しない状態の機械電気振動系が周波数ーゲイン特性曲線MG5を有するものとする。周波数ーゲイン特性曲線MG5はゲイン極大値P5を持ち、このゲイン極大値P5は中心周波数 $f_1$ を示す。硬質の被測定物Hに接触要素5を接触させると、周波数ーゲイン特性曲線MG5は周波数ーゲイン特性曲線MG6に変化する。すなわち、被測定物Hの音響インピーダンスが高いので中心周波数 $f_1$ は共振周波数 $f_1$ に変化し、ゲイン変化補正回路13によりゲイン変化補正回路13の周波数ーゲイン特性曲線13G2に沿ってゲインが上昇し、ゲイン極大値P6が得られる。このゲイン上昇により硬さ測定に充分な検出電圧が得られる。

【0138】このように構成される体内触診用硬さ測定器においては、前述の実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器と同様の作用効果が得られる。

【0139】さらに、前記体内触診用硬さ測定器においては、患者の体内の硬い生体組織のわずかな硬さの変化を測定することができる。例えば、膝関節にファイバースコープユニット（例えば、関節鏡）18を挿入した状態で、膝関節付近の骨にプローブ本体1の接触要素5を接触させることにより、関節付近の骨表面を覆う滑膜の硬さが測定できる。この硬さ測定結果に基づき、膝関節の医学的診断が行える。すなわち、本実施形態2の変形例5に係る体内触診用硬さ測定器においては、骨は勿論のこと、軟骨、滑膜等の比較的硬い生体組織の硬さ測定が高精度で、しかも簡易に行える。

【0140】さらに、前記体外診断用硬さ測定器においては、歯の硬さ測定が行える。歯の硬さ測定には歯の象牙質の硬さ測定及びエナメル質の硬さ測定がある。この歯の象牙質の硬さ測定、エナメル質の硬さ測定を行った

結果、歯の硬さが軟質である場合には虫歯になり易い。この歯の硬さ測定の結果に基づき、軟質の歯である診断がなされた場合には歯の表面にフッ素樹脂が塗布され、虫歯が予防できる。

【0141】<変形例6>本実施形態2の変形例6に係る体内触診用硬さ測定器は、前述の実施形態2に係る図14に示す体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1の構成を一部代えたものである。図30は本実施形態2の変形例6に係る体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1の要部拡大断面図である。体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1は、積層型圧電セラミック振動子で形成された振動子3及び膜状のバイモルフ振動子で形成された検出素子7を備える。この振動子3及び検出素子7は機械電気振動系を構築する。前記振動子3を形成する積層型圧電セラミック振動子は、ケーシング2の軸心方向に沿って複数枚積層し構成される。この振動子3は接触要素5に機械的に連結される。積層型圧電セラミック振動子は小型であるが、入力電圧に対して大きな振幅が得られる。

【0142】前記バイモルフ振動子で形成された検出素子7は振動子（積層型圧電セラミック振動子）3の外周面に貼り付けられる。この検出素子7は膜状で形成されるので、軽量でありかつプローブ本体1のケーシング2内において収納のためのスペースをほとんど必要としない。なお、検出素子7にはバイモルフ振動子に代えて同様な膜状のPVDフイルムで形成された振動子が使用できる。

【0143】このように構成される体内触診用硬さ測定器においては、積層型圧電セラミック振動子で形成された振動子3及び膜状のバイモルフ振動子で形成された検出素子7を備えるので、前述の実施形態2に係る体内触診用硬さ測定器で得られる作用効果に加えて、振動子3は充分な振幅が得られるので小型軽量化でき、検出素子7は膜状で形成されるので同様に小型軽量化できる。従って、プローブ本体1内部の構成素子を小型軽量化でき、プローブ本体1自体の小型軽量化が実現できる。この結果、プローブ本体1の操作性、つまり体内触診用硬さ測定器の操作性が向上できる。

【0144】<変形例7>本実施形態2の変形例7に係る体内触診用硬さ測定器は、前述の実施形態2に係る図14に示す体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1の構成をさらに一部代えたものである。図31は本実施形態2の変形例7に係る体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1の要部拡大断面図である。体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1は、積層型圧電セラミック振動子で形成された振動子3、同様に積層型圧電セラミック振動子で形成された検出素子7及び絶縁体3Dを備える。この振動子3及び検出素子7は機械電気振動系を構築する。前記振動子3を形成する積層型圧電セラミック振動子はプローブ本体1の軸心方向に沿って複数枚の圧電セラミッ



クを積層し構成される。積層型圧電セラミック振動子は前述の通り小型であるが、入力電圧に対して大きな振幅が得られる。

【0145】前記検出素子7を形成する積層型圧電セラミック振動子は振動子3と同様にプローブ本体1の軸心方向に沿って複数枚の圧電セラミックを積層し構成される。この検出素子7は振動子3の周囲に接着固定される。

【0146】前記絶縁体3Dは振動子3と検出素子7との間に形成され、振動子3の積層型圧電セラミック振動子、絶縁体3D及び検出素子7の積層型圧電セラミック振動子は一体的に製作される。

【0147】このように構成される体内触診用硬さ測定器においては、積層型圧電セラミック振動子で形成された振動子3及び積層型圧電セラミック振動子で形成された検出素子7を備えるので、振動子3は充分な振動振幅が得られるので小型軽量化でき、検出素子7も同様に小型軽量化できる。従って、プローブ本体1内部の構成素子を小型軽量化でき、プローブ本体1自体の小型軽量化が実現できる。この結果、プローブ本体1の操作性、つまり体内触診用硬さ測定器の操作性が向上できる。

【0148】＜変形例8＞本実施形態2の変形例8に係る体内触診用硬さ測定器は、前述の図24－図26に示す実施形態2の変形例2に係る体内触診用硬さ測定器の軟性プローブ本体1の構成を一部代えたものである。図32は本実施形態2の変形例8に係る体内触診用硬さ測定器の軟性プローブ本体1の要部拡大断面図である。体内触診用硬さ測定器の軟性プローブ本体1は前述のように軟性チューブで形成され、この軟性プローブ本体1の被測定物Hに接触する側の先端開口部には支持部材2Hがはめ込み状態において取り付けられる。支持部材2Hは、略平底筒形状で形成され、例えば導電性を有する金属材料で形成される。支持部材2Hの接触要素5側の表面には振動子3が取り付けられ、支持部材2Hの触診部2C側（触診部2Cの内部）の裏面には検出素子7が取り付けられる。振動子3、検出素子7は例えばいずれも板形状の圧電セラミック振動子で形成される。図32には構成を詳細に示していないが、振動子3は電極（陽極）、圧電結晶体及び電極（陰極）の積層構造で形成される。同様に、検出素子7は電極（陰極）、圧電結晶体及び電極（陽極）の積層構造で形成される。

【0149】前記振動子3には接触要素5が機械的に連結され、振動子3の振動が接触要素5に伝達される。接触要素5は略半球形状で形成され、支持部材2Hの表面上に取り付けられる。この接触要素5は被測定物Hである生体組織と振動子3及び支持部材2Hとの間を分離する分離領域としての機能を備える。また、支持部材2Hには振動子3の入力端子（陽極としての電極）とゲイン変化補正回路13の出力端子との間を電気的に接続する配線ケーブル貫通孔2Iが確保される。支持部材2Hは

共通基準電源板としても使用され、振動子3の陰極としての電極、検出素子7の陰極としての電極がそれぞれ電気的に接続される。検出素子7の出力端子（陽極としての電極）は自励発振回路11の増幅回路12に電気的に接続される。

【0150】このように構成される体内触診用硬さ測定器は、前述の実施形態2の変形例2に係る体内触診用硬さ測定器で得られる作用効果と同様の作用効果が得られる。さらに、体内触診用硬さ測定器においては、軟性プローブ本体1の触診部2Cの先端開口部に支持部材2Hを取り付け、この支持部材2Hの表面に振動子3、裏面に検出素子7がそれぞれ取り付けられるので、機械振動系が小型軽量化できる。さらに、振動子3及び検出素子7により触診部2Cの先端部分のフレキシブル性を損なうことがなくなるので、軟性構造を有するファイバースコープユニット18の処理具導通チャンネル18Aにスムーズに触診部2Cが挿入できる。従って、軟性プローブ本体1の操作性が向上し、結果として体内触診用硬さ測定器の操作性が向上できる。

【0151】＜変形例9＞本実施形態2の変形例9に係る体内触診用硬さ測定器は、前述の図21－図23に示す実施形態2の変形例1に係る体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1の構成を一部代えたものである。図33は本実施形態2の変形例9に係る体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1の要部拡大断面図である。体内触診用硬さ測定器のプローブ本体1は触診部2Cに外針2Fを備え、この外針2Fの最先端部分の穿刺刃2Gが先端に向かうに従い徐々に外径寸法が小さくなり絞り込まれた鋭利な形状で形成される。接触針で形成された接触要素5は外針2Fの穿刺刃2Gの最先端開口から突出し、接触要素5は穿刺刃2Gには接触しない。

【0152】このように構成される体内触診用硬さ測定器においては、前述の実施形態2の変形例1に係る体内触診用硬さ測定器で得られる作用効果と同様の作用効果が得られる。さらに、体内触診用硬さ測定器においては、プローブ本体1の外針2Fに鋭利な形状の穿刺刃2Gが形成されるので、外針2Fが生体組織に穿刺し易くなる。さらに、穿刺刃2Gを含む外針2Fの形状が対称形状で形成されるので、外針2Fの生体組織への穿刺状態に関係なく、接触要素5と生体組織との接触状態が安定化する。さらに、外針2Fと接触要素5との間の隙間が小さくできるので、生体組織等の異物が隙間に詰まったり、外針2Fの内部への異物の侵入が防止でき、安定な硬さ測定が行える。

【0153】実施形態3

本発明の実施形態3は周波数偏差回路を利用した測定器のうち、加速度測定器、流体粘度測定器及び流体圧力測定器について説明する。

【0154】＜加速度測定器＞図34は本発明の実施形態3に係る加速度測定器（ジャイロスコープ）のシステ

ム構成図である。加速度測定器は、基本的には前述の硬さ測定器の基本構造と同様であり、振動子 3 及び検出素子 7 で形成される加速度測定部と制御ユニット 10 とを備える。振動子 3 は運動物体に取り付けられる。振動子 3 においては運動物体に働く加速度（コリオリの力）により振動モードが変化する。検出素子 7 はこの振動子 3 の振動モードの変化を検出する。

【0155】前記制御ユニット 10 は増幅回路 12 を有する自励発振回路 11、ゲイン変化補正回路 13 及び加速度測定回路 21 を備える。ゲイン変化補正回路 13 は、ゲイン上昇機能及びフェーズトランスファ機能を備え、周波数の変化に対してゲインを上昇させる。加速度測定回路 21 は前述の周波数の変化から加速度の変化を検出する。

【0156】このように構成される加速度測定器においては、運動物体に働く加速度を振動子 3 の振動モードの変化としてとらえ、機械電気振動系の周波数の変化で加速度の変化を測定できる。しかも、ゲイン変化補正回路 13 で機械電気振動系のゲインを上昇できるので、加速度の測定に充分な検出電圧が得られる。

【0157】＜流体粘度測定器＞図 35 は本発明の実施形態 3 に係る流体粘度測定器のシステム構成図である。流体粘度測定器は、基本的には前述の硬さ測定器の基本構造と同様であり、振動子 3 及び検出素子 7 で形成される粘度測定部と制御ユニット 10 とを備える。振動子 3 は粘度を測定する流体 23 に直接的に、又は図示しない流体接触要素を介して間接的に接触する。振動子 3 においては流体 23 の粘度に応じて振動モードが変化する。検出素子 7 はこの振動子 3 の振動モードの変化を検出する。

【0158】前記制御ユニット 10 は増幅回路 12 を有する自励発振回路 11、ゲイン変化補正回路 13 及び流体粘度測定回路 22 を備える。ゲイン変化補正回路 13 は、ゲイン上昇機能及びフェーズトランスファ機能を備え、周波数の変化に対してゲインを上昇させる。流体粘度測定回路 22 は前述の周波数の変化から流体 23 の粘度を検出する。

【0159】このように構成される流体粘度測定器においては、流体 23 の粘度に応じて振動子 3 の振動モードが変化する。従って、前述の流体粘度測定器と同様に、機械電気振動系の周波数の変化で流体 23 の粘度を測定できる。しかも、ゲイン変化補正回路 13 で機械電気振動系のゲインを上昇できるので、粘度の測定に充分な検出電圧が得られる。

【0160】図 36 は本発明の実施形態 3 の変形例に係る流体粘度測定器のシステム構成図である。この流体粘度測定器においては振動子 3、検出素子 7 がそれぞれ絶縁体 3D を介在したバイモルフ振動子で形成される。

【0161】＜流体圧力測定器＞図 37 は本発明の実施形態 3 に係る流体圧力測定器（圧力センサ）のシステム構成図である。流体圧力測定器は、基本的には前述の硬

さ測定器の基本構造と同様であり、流体接触要素 5、振動子 3 及び検出素子 7 で形成される流体圧力測定部と制御ユニット 10 とを備える。流体接触要素 5 は流体 25 に直接接触し、この流体接触要素 5 は流体 25 で発生する圧力 F に応じて形状変化する。流体接触要素 5 には例えばダイヤフラムが使用される。振動子 3 は流体接触要素 5 に取り付けられ、流体接触要素 5 の形状変化に応じて振動子 3 の位置が変化する。同図 37 に示すように、流体 25 が下から上に向かって流れている場合には流体 25 の圧力 F に応じて流体接触要素 5 が形状変化し、振動子 3 の位置が上下に変化する。この変化により振動子 3 の振動モードが変化する。検出素子 7 はこの振動子 3 の振動モードの変化を検出する。

【0162】前記制御ユニット 10 は増幅回路 12 を有する自励発振回路 11、ゲイン変化補正回路 13 及び流体圧力測定回路 24 を備える。ゲイン変化補正回路 13 は、ゲイン上昇機能及びフェーズトランスファ機能を備え、周波数の変化に対してゲインを上昇させる。流体圧力測定回路 24 は前述の周波数の変化から流体圧力の変化を検出する。

【0163】このように構成される流体圧力測定器においては、流体 25 の圧力 F に応じて振動子 3 の位置が変化し、振動子 3 の振動モードが変化する。従って、機械電気振動系の周波数が変化し、この変化から圧力の変化が測定できる。しかも、ゲイン変化補正回路 13 で機械電気振動系のゲインを上昇できるので、圧力の測定に充分な検出電圧が得られる。

【0164】図 38 は本発明の実施形態 3 の変形例に係る流体圧力測定器のシステム構成図である。流体圧力測定器は円筒形状に形成された振動子 3 を備える。振動子 3 の円筒の一端には流体の圧力 F に応じて形状変化する流体接触要素 5 が取り付けられ、振動子 3 及び流体接触要素 5 で形成される円筒の内部には流体接触要素 5 の形状変化に応じて振動子 3 の円筒内部を移動する移動体 26 が収納される。流体接触要素 5 には例えばダイヤフラムが使用される。移動体 26 には、水、水銀等の液体、不活性ガス等の気体、砂、粉等の微粒子が使用される。

【0165】このように構成される流体圧力測定器は、流体接触要素 5 に圧力 F が加わると流体接触要素 5 が形状変化し、振動子 3 の内部に収納された移動体 26 が移動する。移動体 26 の移動で相対的には振動子 3 の位置が変化し、この振動子 3 の位置の変化により振動モードが変化する。従って、前述の流体圧力測定器と同様に、機械電気振動系の周波数が変化し、この変化から圧力の変化が測定できる。しかも、ゲイン変化補正回路 13 で機械電気振動系のゲインを上昇できるので、圧力の測定に充分な検出電圧が得られる。

【0166】

【発明の効果】以上説明したように、本発明においては以下の効果が得られる。

【0167】(1) 振動子の振動情報を広帯域に渡って正確に検出でき、しかも構成が簡単で安価に製作できる周波数偏差検出回路が提供できる。

【0168】(2) 軟質の被測定物から硬質の被測定物までの広い範囲において硬さ情報を正確に測定できる硬さ測定器が提供できる。

【0169】(3) 構成が簡単でしかも安価に製作できる硬さ測定器が提供できる。

【0170】(4) 装置の小型軽量化が実現できる硬さ測定器が提供できる。

【0171】(5) 生体組織、特に人体の生体組織の硬さ測定が簡易にかつ確実に、医学的診断が簡易に行えとともに、この医学的診断に基づき予防が簡易に行える硬さ測定器が提供できる。

【0172】(6) 前記周波数偏差検出回路を利用した加速度測定器、流体粘度測定器、流体圧力測定器の各種測定器が提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施形態1に係る硬さ測定器の全体構成図である。

【図2】 前記振動子の要部断面図である。

【図3】 ゲイン変化補正回路に使用されるフィルタ回路の回路構成図である。

【図4】 前記自励発振回路、ゲイン変化補正回路のそれぞれの周波数特性を合成した総合周波数特性を示す周波数-ゲイン-位相特性曲線図である。

【図5】 前記自励発振回路、ゲイン変化補正回路のそれぞれの周波数特性を示す周波数-ゲイン-位相特性曲線図である。

【図6】 前記自励発振回路、ゲイン変化補正回路のそれぞれの周波数特性を示す周波数-ゲイン-位相特性曲線図である。

【図7】 実際の硬さ測定を行うシステム構成図である。

【図8】 共振周波数の変化量及び電圧変化量と押圧力との関係を示す図である。

【図9】 本実施形態の変形例に係る硬さ測定器の周波数-ゲイン特性曲線図である。

【図10】 本実施形態の変形例に係る硬さ測定器の周波数-ゲイン特性曲線図である。

【図11】 本実施形態の変形例2に係る硬さ測定器の全体構成図である。

【図12】 本実施形態の変形例3に係る硬さ測定器の全体構成図である。

【図13】 本実施形態の変形例4に係る硬さ測定器の全体構成図である。

【図14】 本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器の全体構成図である。

【図15】 モニタの画像表示状態を示す図である。

【図16】 モニタの画像表示状態を示す図である。

【図17】 周波数-ゲイン-アドミタンス特性曲線図である。

【図18】 本実施形態に係る体内触診用硬さ測定器のシステム構成図である。

【図19】 ブロープ本体の操作方法を説明する被測定物部分の生体組織断面図である。

【図20】 情報表示画面の拡大図である。

【図21】 ブロープ本体先端部分の一部断面図である。

10 【図22】 触診作業手順を各手順毎に示すブロープ本体及び被測定物の要部断面図である。

【図23】 硬さ情報表示画面に表示されるグラフ画面を示す図である。

【図24】 本実施形態2の変形例2に係る体内触診用硬さ測定器の全体構成図である。

【図25】 軟性ブロープ本体の触診部の拡大断面図である。

【図26】 ファイバースコープユニットと生体組織の断面を示す図である。

20 【図27】 本実施形態2の変形例3に係る体内触診用硬さ測定器の全体構成図である。

【図28】 本実施形態2の変形例4に係る体内触診用硬さ測定器における周波数-ゲイン-アドミタンス特性曲線図である。

【図29】 本実施形態2の変形例5に係る体内触診用硬さ測定器における周波数-ゲイン-アドミタンス特性曲線図である。

【図30】 本実施形態2の変形例6に係る体内触診用硬さ測定器のブロープ本体の要部拡大断面図である。

30 【図31】 本実施形態2の変形例7に係る体内触診用硬さ測定器のブロープ本体の要部拡大断面図である。

【図32】 本実施形態2の変形例8に係る体内触診用硬さ測定器の軟性ブロープ本体の要部拡大断面図である。

【図33】 本実施形態2の変形例9に係る体内触診用硬さ測定器のブロープ本体の要部拡大断面図である。

【図34】 本発明の実施形態3に係る加速度測定器のシステム構成図である。

40 【図35】 本発明の実施形態3に係る流体粘度測定器のシステム構成図である。

【図36】 本発明の実施形態3の変形例に係る流体粘度測定器のシステム構成図である。

【図37】 本発明の実施形態3に係る流体圧力測定器のシステム構成図である。

【図38】 本発明の実施形態3の変形例に係る流体圧力測定器のシステム構成図である。

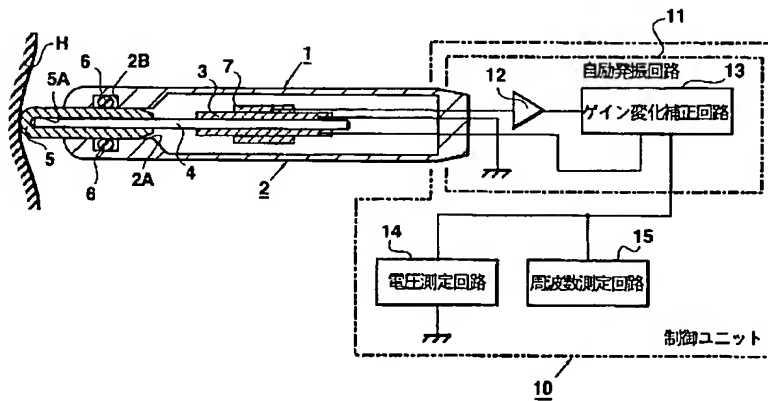
【符号の説明】

1 ハンドピース又はブロープ本体、2 ケーシング、2C 触診部、2F 外針、2G 穿刺刃、2H 支持部材、3 振動子、3D 絶縁体、4 振動伝達部材、5

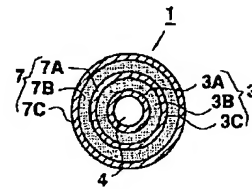
接触要素、6 弾性部材、6A 保持部材、7 検出  
素子、10 制御ユニット、11 自励発振回路、12  
増幅回路、13 ゲイン変化補正回路、14 電圧測定  
回路、15 周波数測定回路又は周波数カウンタ回路、  
16 コントローラ回路、17 モニタ、17A 内視鏡\*

\* 像表示画面、17B 硬さ情報表示画面、18 ファイ  
バースコープユニット、20 振幅電圧測定回路、21  
加速度測定回路、22 流体粘度測定回路、24 流  
体圧力測定装置、H 被測定物。

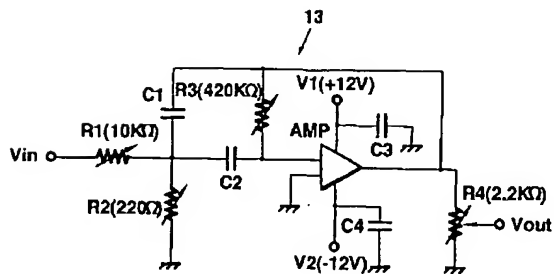
【図1】



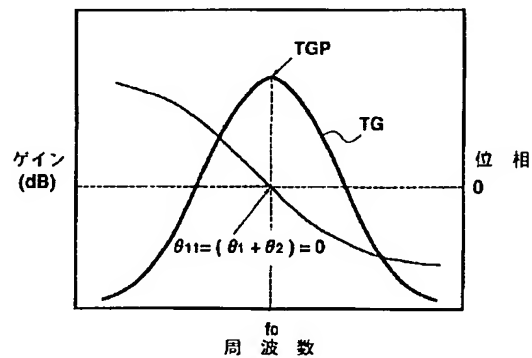
【図2】



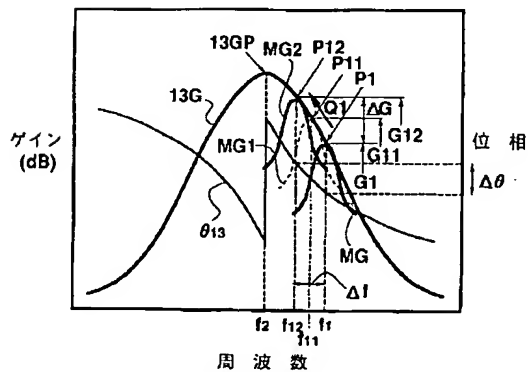
【図3】



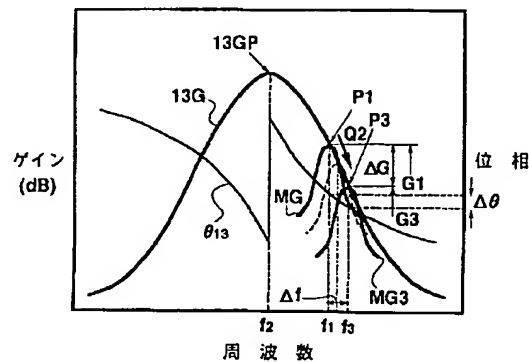
【図4】



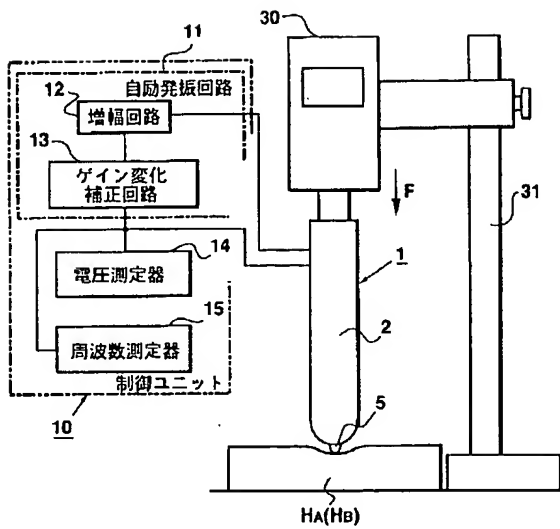
【図5】



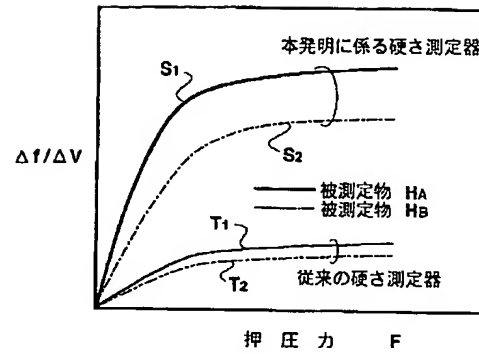
【図6】



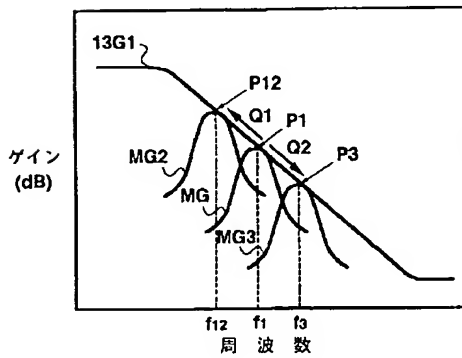
【図7】



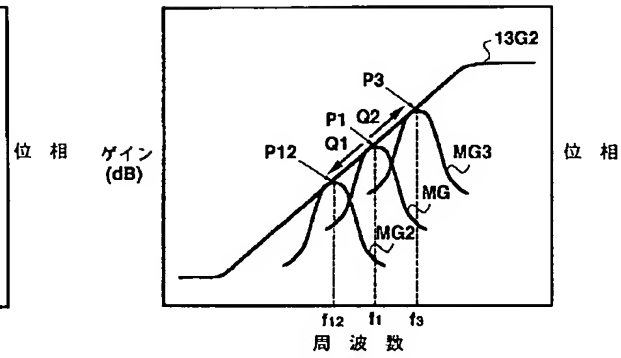
【図8】



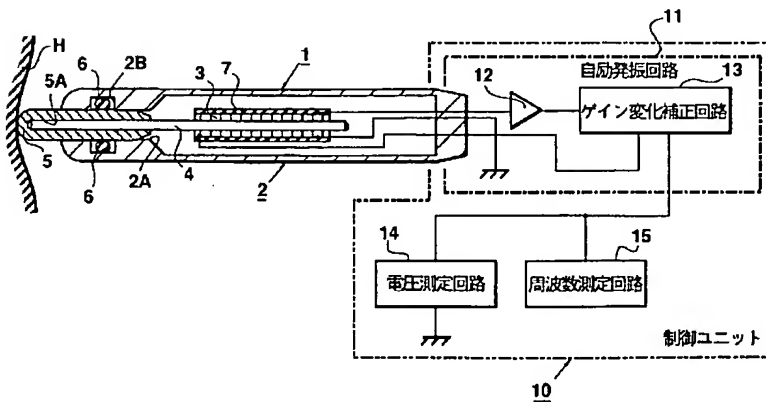
【図9】



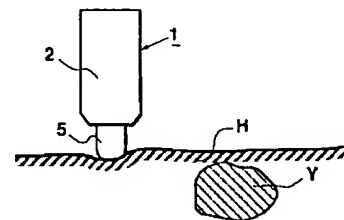
【図10】



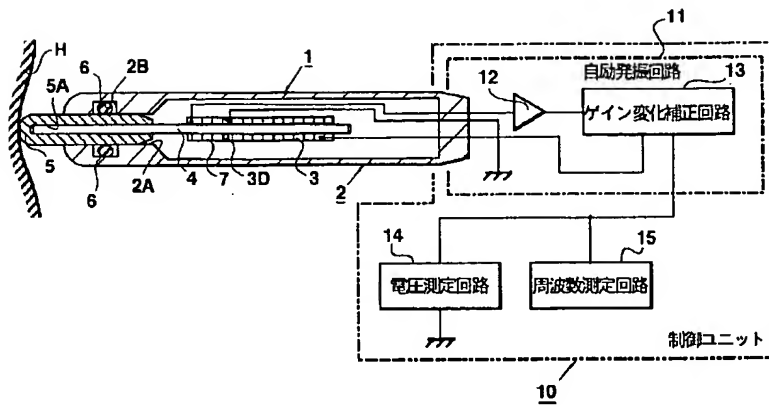
【図11】



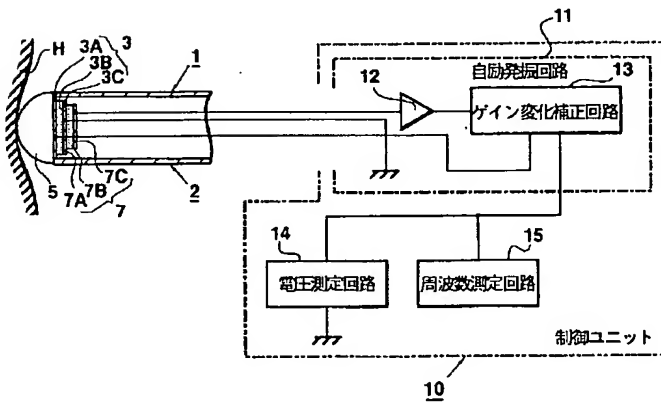
【図19】



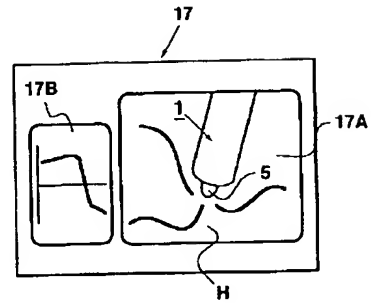
【図12】



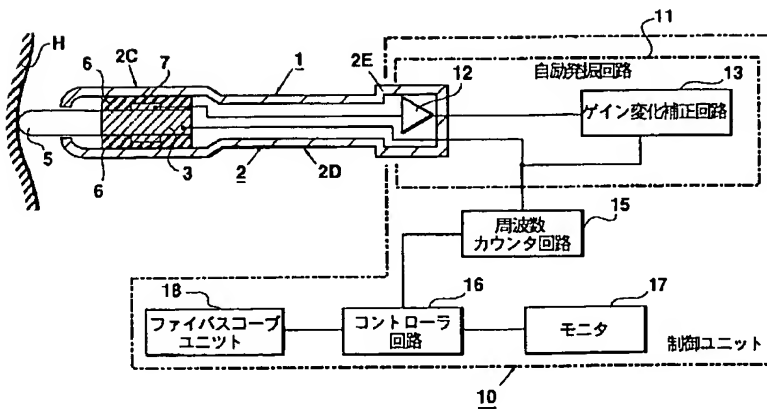
【図13】



【図15】

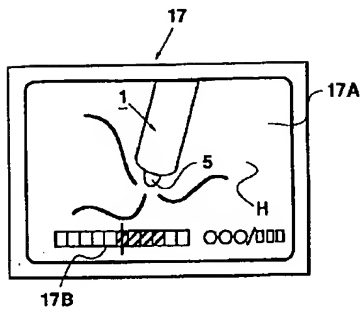


【図14】

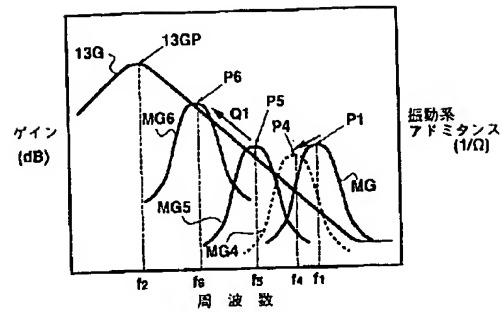




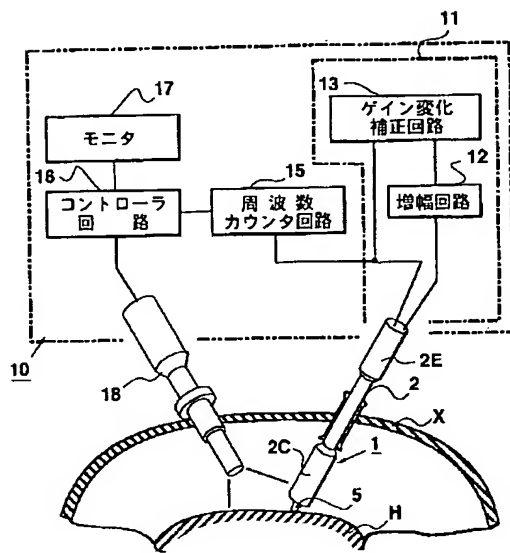
【図16】



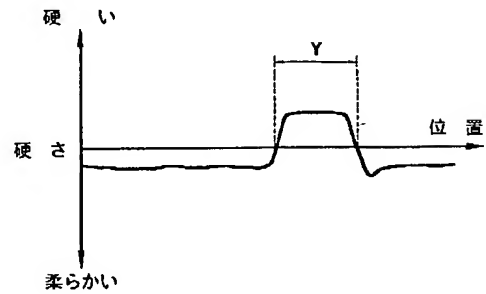
【図17】



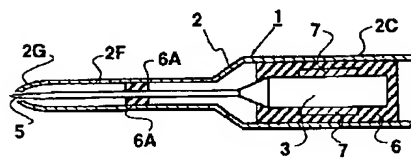
【図18】



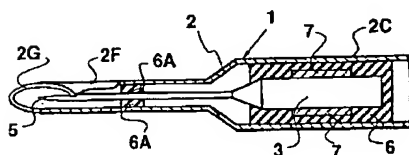
【図20】



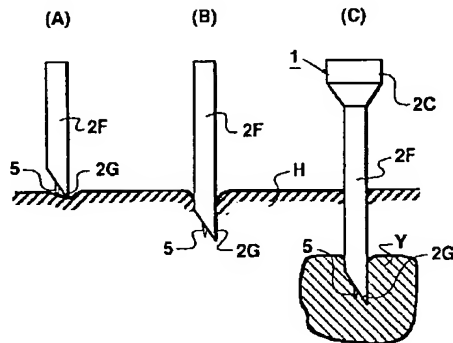
【図33】



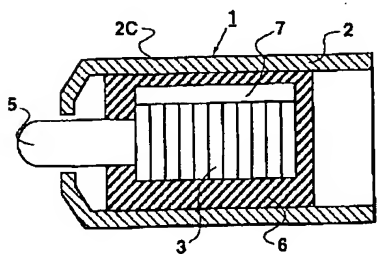
【図21】



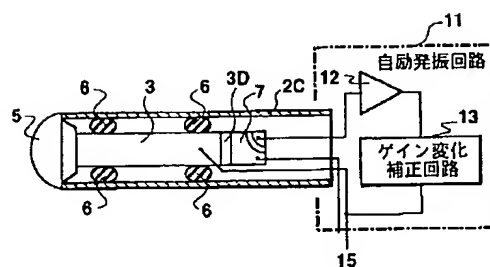
【図22】



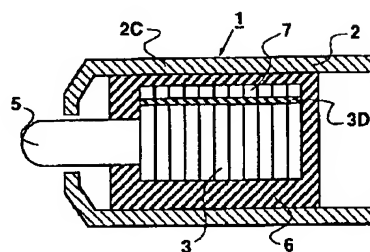
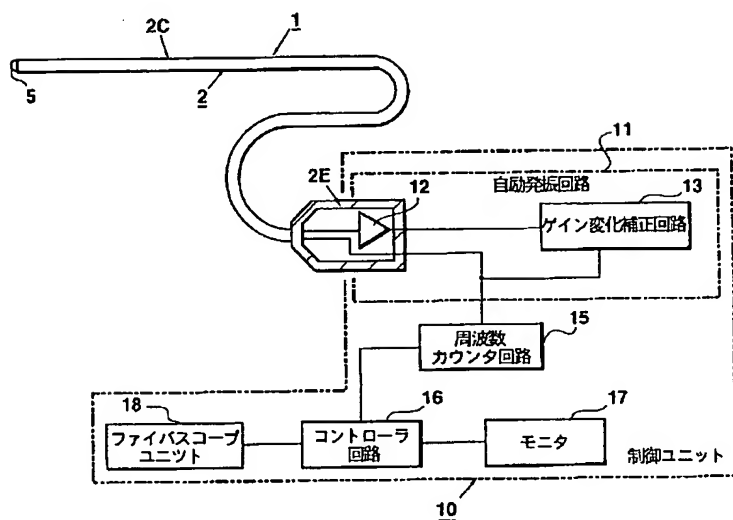
【図30】



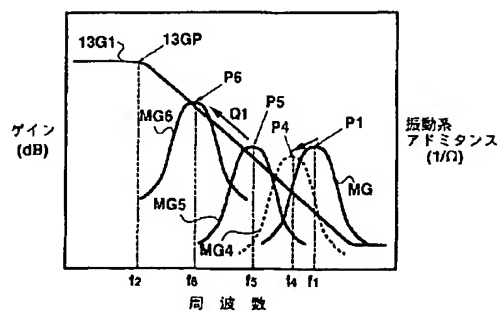
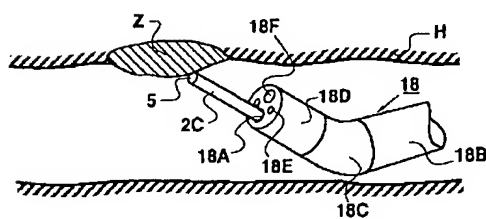
【图25】



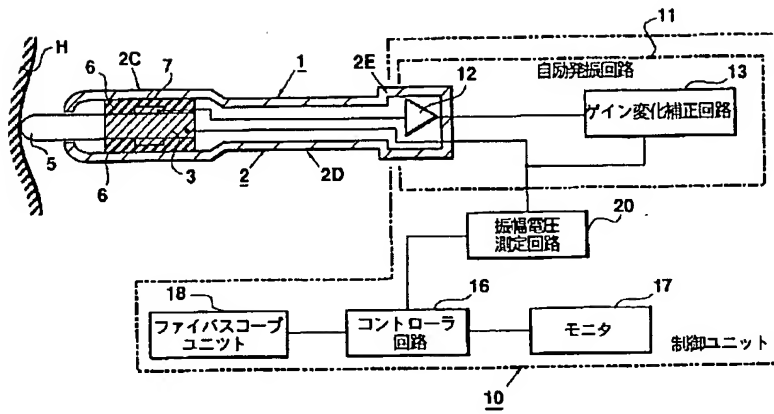
【图 3 1】



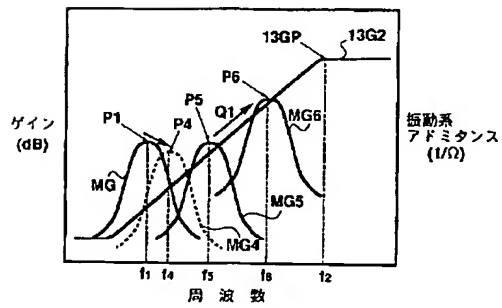
【圖28】



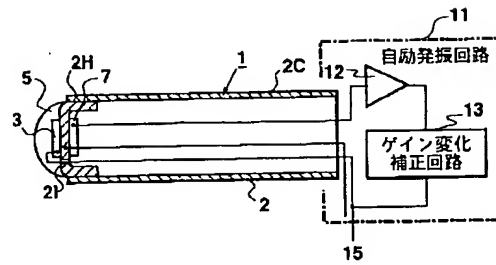
【図27】



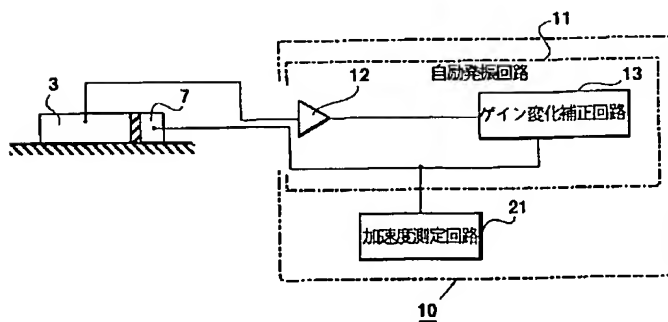
【図29】



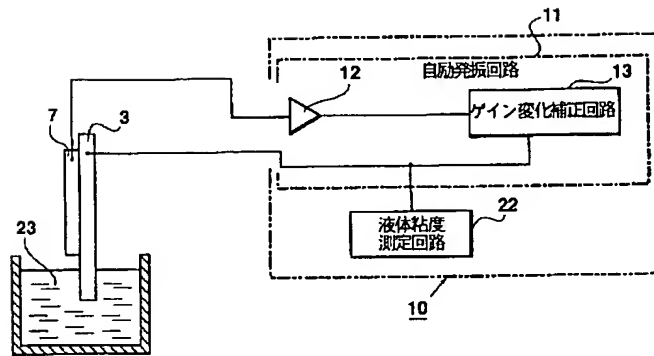
【図32】



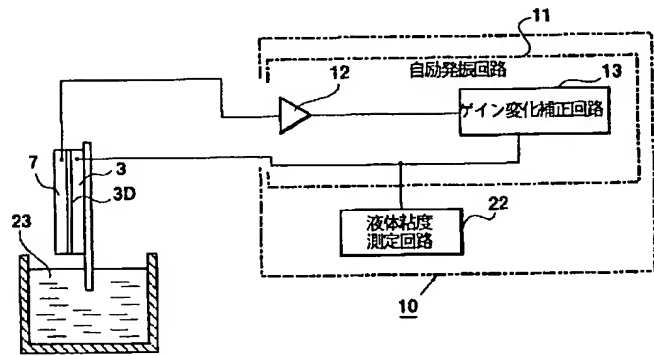
【図34】



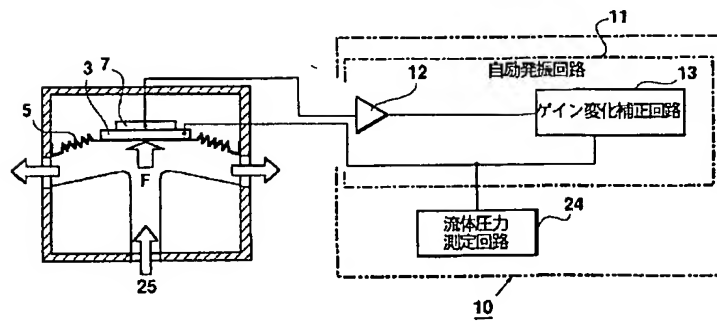
【図35】



【図36】



【図37】



〔図38〕

